

Aus der Klinik für Kleintierchirurgie
der Vetsuisse-Fakultät Universität Zürich

(Prof. Dr. P.M. Montavon)

Arbeit unter Leitung von Dr. med. vet. K. Voss

**Frakturbehandlung langer Röhrenknochen bei Hund und Katze
mit einem 2.0/2.4mm Fixateur interne System**
-
Die ersten konsekutiven 66 Frakturen

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde
der Vetsuisse-Fakultät
Universität Zürich

vorgelegt von

Michael André Kull

Tierarzt
von Othmarsingen, Schweiz

genehmigt auf Antrag von

Prof. Dr. P.M. Montavon, Referent

Prof. Dr. M. Hässig, Korreferent

Zürich 2008

In Liebe und Dankbarkeit

meinen Eltern

und

meiner Schwester

0 Inhaltsverzeichnis

0 Inhaltsverzeichnis	3
1 Zusammenfassung	4
2 Summary	5
3 Einleitung	6
4 Literaturzusammenfassung	7
4.1 Frakturheilung	7
4.1.1 Direkte Frakturheilung	7
4.1.2 Indirekte Frakturheilung	8
4.1.3 Pseudarthrose	9
4.2 Konventionelle Plattensysteme (Entwicklung)	11
4.2.1 Rundlochplatten	12
4.2.2 Dynamische Kompressionsplatte	13
4.2.3 Limited Contact Dynamic Compression Plate	13
4.3 Fixateur interne	14
4.3.1 Locking Compression Plate	16
4.3.2 UniLock System	16
4.3.3 Anwendung von Fixateur interne bei den Kleintieren	20
5 Material und Methoden	21
5.1 Einschlusskriterien und Datenerhebung	21
5.2 Auswerten der Daten und statistische Tests	23
6 Resultate	24
6.1 Beschreibung der Tiere, Frakturen, und UniLock Platten	24
6.2 Beschreibung der Komplikationen	25
6.3 Lernkurve	26
6.4 Statistische Auswertung	28
7 Diskussion	37
7.1 Einleitung und Zusammenfassung der Resultate	37
7.2 Die einzelnen Knochen	38
7.2.1 Humerus	38
7.2.2 Radius/Ulna	39
7.2.3 Femur	40
7.2.4 Tibia	41
7.3 Behandlung von Frakturheilungsstörungen	41
7.4 Klinische Evaluation der Komplikationen	43
7.4.1 Plattenbruch	43
7.4.2 Schraubenbruch	44
7.4.3 Schraubenlockerung und Schraubenausriss	45
7.4.4 Fissur/Fraktur	46
7.5 Vorteile von Fixateur interne	47
7.6 Empfehlungen für die Anwendung des UniLock Systems bei Kleintieren	49
8 Referenzen	52
9 Verdankungen	57

1 Zusammenfassung

Studiendesign: Retrospektive Interventionsstudie.

Ziel: Evaluation eines *Fixateur interne*, dem 2.0/2.4mm *UniLock mandible locking plate system*, zur Stabilisierung von Frakturen langer Röhrenknochen bei Katzen und kleineren Hunden.

Material und Methode: Krankengeschichten und Röntgenbilder von konsekutiven Fällen von Katzen und Hunden mit Frakturen langer Röhrenknochen, die mit dem 2.0/2.4 UniLock System stabilisiert wurden, wurden evaluiert. Fälle mit Kontrollröntgenbildern von mindesten 4 Wochen nach der Chirurgie wurden in die Studie einbezogen. Fälle mit fortgeschrittener Knochenheilung und ohne Hinweise auf Komplikationen, wurden als komplikationslos betrachtet, auch wenn die Frakturheilung noch nicht ganz abgeschlossen war. Komplikationen wurden erfasst und in implantatbedingte und andere Komplikationen eingeteilt. Patientendaten, Frakturlokalisierung und -typ, verwendeter Plattentyp, Einzel- oder Doppelverplattung, Anzahl verwendeter Schrauben und Anzahl mit Schrauben besetzter Kortizes und Anzahl freier Löcher über der Fraktur wurden aufgezeichnet. Der Einfluss dieser Parameter auf das Auftreten von Komplikationen wurde statistisch ausgewertet.

Resultate: Sechzig Patienten mit 66 Frakturen (34 in Hunden, 32 in Katzen) erfüllten die Einschlusskriterien. Das Durchschnittsalter bei Hunden betrug 30.3 Monate und das durchschnittliche Gewicht war 5.7kg. Das durchschnittliche Alter der Katzen war 43.1 Monate und das Gewicht lag durchschnittlich bei 4.3kg. Achtzehn Humerus-, 18 Radius/Ulna-, 20 Femur- und 10 Tibiafrakturen wurden behandelt. Das UniLock System wurde bei 44 Frakturen zur primären Versorgung verwendet, in 22 Fällen für Revisionsoperationen nach Osteosynthese-Versagen oder für die Behandlung von Frakturheilungsstörungen. Eine einzelne UniLock Platte wurde in 49 Fällen verwendet, eine Doppelverplattung in 17 Fällen. Die häufigste Indikation für eine Doppelverplattung waren distale metaphysäre Frakturen von Humerus und Femur und Frakturheilungsstörungen. Zusätzliche Implantate wurden in 21 Fällen verwendet. Komplikationen traten in 12 Patienten, beziehungsweise in 13 Frakturen (19.7%) auf. Diese beinhalten Fixationsversagen in 7 Frakturen und andere Komplikationen 6 Frakturen. Acht Fälle benötigten eine Revisionsoperation oder eine Plattenentfernung. Humerusfrakturen hatten signifikant häufiger Komplikationen als Frakturen anderer Röhrenknochen ($p=0.03$). Fälle mit Fixationsversagen hatten signifikant dünnere Schrauben als Fälle ohne Komplikationen ($p=0.03$). Bei Fällen mit Fixationsversagen wurden signifikant mehr Schrauben im Fragment mit der kleineren Anzahl Schrauben eingesetzt als bei Fällen ohne Komplikationen ($p=0.03$).

Diskussion: Das UniLock 2.0/2.4mm System bewährte sich als wertvolles Zubehör für Osteosynthese langer Röhrenknochen in Katzen und kleinen Hunden. In Anbetracht der vielen Patienten mit schwierigen Frakturen und Revisionsoperationen war die Komplikationsrate relativ tief. Der Vorteil von *Fixateur interne*, die Blutversorgung zu schonen scheint auch klinisch relevant zu sein. Frakturheilungsstörungen kamen in keinem Patienten vor, und mehrere Patienten mit bestehender Pseudarthrose oder mit Frakturen in Regionen mit anatomisch schlechter Blutversorgung wurden erfolgreich behandelt.

2 Summary

Study design: Retrospective intervention study.

Goal: Evaluation of an internal fixator, the 2.0/2.4 UniLock mandible locking plate system, for treatment of fractures of long bones in cats and small dogs.

Material and methods: Medical histories and radiographs of consecutive cases of cats and dogs with long bone fractures, stabilized with the 2.0/2.4 UniLock system were reviewed. Cases with follow-up radiographs of at least 4 weeks postoperatively were included in the study. Cases showing good progression of healing, and no evidence of complications at the last follow-up were assumed to be free of complications even if fracture healing was not complete. Complications were classified as fixation failure or other. Patient data, fracture localization and type, type and number of plates used for fixation, number of screws and number of cortices engaged with screws, and number of empty holes across the fracture were recorded. Association of these parameters with occurrence of complications was evaluated statistically.

Results: Sixty patients with 66 fractures (34 in dogs and 32 in cats) met the inclusion criteria. Mean age of the dogs was 30.3 months, and mean body weight was 5.7kg. Mean age of the cats was 43.1 months, and mean body weight was 4.3kg. Eighteen fractures of the humerus, 18 fractures of radius and ulna, 20 fractures of the femur, and 10 fractures of the tibia were treated. The UniLock system was used as primary implant in 44 fractures. It was used in revision surgeries after failed osteosynthesis with other implants or for the treatment of delayed union or nonunions in 22 cases. A single UniLock plate was applied in 49 cases, double plating was used in 17 cases. The most common indication for double plating were distal metaphyseal and epiphyseal fractures of the humerus and femur, and stabilization of nonunions. Auxiliary implants were used in 21 fractures. Complications occurred in 12 patients, respectively 13 fractures (19.7%). They include fixation failure in 7 fractures, and other complications in 6 fractures. All fractures healed. Eight cases required surgical revision or plate removal. Fractures of the humerus were more likely to develop fixation failure compared to fractures of other long bones ($p=0.03$). The use of thinner screws resulted in more fixation failure than the use of thicker screws in cases where only one plate was used ($p=0.03$). More screws were inserted into the main fragment with the lower number of screws in cases with fixation failure as compared to cases without complications ($p=0.03$).

Conclusion: The UniLock 2.0/2.4mm system proved to be a valuable additional implant for osteosynthesis of long bone fractures in cats and small dogs. Complication rate was relatively low with the exception of humerus fractures, considering that the case load included many patients with difficult fractures and revision surgeries. The advantage of an internal fixator in preserving periosteal blood supply seems to have a beneficial clinical effect on fracture healing. Fracture union disorders did not occur in any patient, and several patients with preexisting nonunion fractures were successfully treated.

3 Einleitung

Fixateur interne sind moderne Plattensysteme, welche mittlerweile in der Humanmedizin routinemässig für Frakturbehandlungen in Gebrauch sind. *Fixateur interne* haben Vorteile gegenüber konventionellen Plattensystemen. Diese Vorteile beruhen auf einem Verriegelungsmechanismus des Schraubenkopfes im Plattenloch, welcher eine winkelstabile Fixierung hervorruft. Aufgrund dieser wird der *Fixateur interne* während dem Anziehen der Schrauben nicht an den Knochen gepresst. Deswegen muss die Plattenbiegung an den Knochen weniger exakt vorgenommen werden, was sich in einer kürzeren Operationszeit niederschlägt und die Gefahr eines Verlustes der initialen Frakturreduktion während dem Anziehen der Schrauben verringert. Auch wird die periostale Blutversorgung weniger in Mitleidenschaft gezogen. Dies reduziert das Ausmass der Knochenresorption unter der Platte. Die Möglichkeit des Anbringens von monokortikalen Schrauben schont die osteale Blutversorgung. Die Erhaltung der Blutversorgung wirkt sich positiv auf die Frakturheilungszeit aus und reduziert das Infektionsrisiko [1].

In der Veterinärchirurgie sind die Erfahrungen mit *Fixateur internen* im Vergleich zur Humanmedizin noch begrenzt [2, 3]. Dies liegt unter anderem an den hohen Implantatkosten, die bis anhin eine weite Verbreitung in der Veterinärosteosynthese verhindert haben. Obwohl die klinischen Erfahrungen die in der Humanmedizin genannten Vorteile gegenüber konventionellen Plattensystemen zu bestätigen scheinen, bestehen keine genauen Anwendungsempfehlungen dieser Implantate zur Behandlung von Frakturen. So suggestieren experimentelle Studien aus der Humanmedizin zum Beispiel, dass weniger Schrauben als bei konventionellen Plattensystemen für die Frakturstabilität nötig sind. Auch sollten theoretisch monokortikale Schrauben eine ausreichende Stabilität gewährleisten. Aufgrund Unterschiede in Knochengrösse, Kortexdicke und in der postoperativen Belastung zwischen Human- und Veterinärpatienten, können Empfehlungen aus der Humanmedizin aber nicht unbedingt auf die Veterinärmedizin übertragen werden [1].

Ein für die humane Kieferchirurgie entwickelter *Fixateur interne*, das *UniLock mandible locking system*, findet auf Grund der Implantatgrössen an der Klinik für Kleintierchirurgie der Vetsuisse Fakultät der Universität Zürich seit Mai 2002 Verwendung bei Hunden und Katzen. Das UniLock System besteht aus verschiedenen Plattenformen und –dicken, die mit 2.0mm, 2.4mm oder 3.0mm Schrauben verwendet werden. Die Anwendungsgebiete sind breit gefächert und umfassen unter anderem die Stabilisierung von: Wirbelsäulen-Frakturen und –Instabilitäten, gewissen Gelenkinstabilitäten des Karpus und Tarsus, Frakturen der Kiefer- und Beckenknochen, Frakturen der langen Röhrenknochen und Arthrodesen [4, 5]. Vor allem aufgrund der Erhaltung der Blutversorgung eignet sich das UniLock System auch zur Behandlung von Knochenheilungsstörungen.

In der vorliegenden klinischen Studie wurden die Frakturen langer Röhrenknochen bei kleineren Hunden und Katzen, die mit dem UniLock System stabilisiert wurden, retrospektiv ausgewertet. Das Ziel war, veterinärmedizinisch-spezifische Daten zusammenzutragen, Komplikationen zu evaluieren und eine Empfehlung für die Anwendungsgebiete und Anwendungsempfehlungen der UniLock Platten bei Hund und Katze abzugeben.

4 Literaturzusammenfassung

4.1 Frakturheilung

Ziele der Frakturbehandlung sind die Unterstützung der Knochenheilung, das rasche Wiederherstellen der Funktion der in Mitleidenschaft gezogenen Knochen und umgebenden Weichteilgewebe und die Erzielung eines kosmetisch akzeptablen Aussehens [6]. Bei der Frakturheilung wird morphologisch die Ausfüllung des Bruchspaltes mit Knochengewebe und funktionell die Ausbildung belastungsfähiger Strukturen im Frakturgebiet angestrebt [7]. Voraussetzungen für die Frakturheilung sind eine ausreichende Blutversorgung des betroffenen Gebietes, eine genügende Stabilisierung und eine anatomisch korrekte Ausrichtung der Hauptfragmente [6, 8]. Grundsätzlich werden zwei Formen der Frakturheilung unterschieden, die direkte und die indirekte Frakturheilung [9]. Heutzutage ist die indirekte Frakturheilung mit genügend Kallusbildung die angestrebte Knochenheilung, da hier deutlich schneller die gewünschte Stabilität im Frakturbereich erzielt wird.

4.1.1 Direkte Frakturheilung

Die direkte Knochenbruchheilung findet ohne mechanisch relevante periostale oder endostale Kallusbildung statt und ist durch eine direkte Überbrückung des Frakturspaltes mit Osteonen charakterisiert [10, 11]. Hierfür wird vorausgesetzt, dass die Enden der Knochenfragmente in direktem Kontakt zueinander stehen, oder nur durch einen kleinsten Spalt voneinander getrennt sind, und eine absolut stabile Situation herrscht [6, 9, 12]. Solche Voraussetzungen werden im besten Fall nur durch das operative Anbringen von dynamischen Kompressionsplatten (DCP) oder Zugschrauben erreicht. Eine absolute Stabilität ist Voraussetzung für eine direkte Frakturheilung. Wenn die interfragmentäre Belastung 2% übersteigt, so kann nicht direkt Knochengewebe gebildet werden [10].

Die direkte Frakturheilung wird in der Literatur in Kontakt- und Spaltheilung unterteilt, abhängig von der Breite des verbleibenden Frakturspaltes. Bei beiden Formen der direkten Knochenbruchheilung erfolgt die Verfestigung der exakt und stabil adaptierten Fragmente in Form einer Verzapfung durch lamelläres Knochengewebe, also durch Regeneration. Da in der Praxis auch unter günstigen Bedingungen, wie dies beispielsweise bei der Osteosynthese mittels in Kompression angebrachten DCP der Fall ist [13], die Bruchflächen nicht in allen Abschnitten perfekt, also ohne Spalt, adaptiert werden können, laufen bei der direkten Knochenbruchheilung immer beide Formen nebeneinander ab [7].

Kontakt- und Spaltheilung unterscheiden sich in der Defektgrösse des Frakturspaltes. Die Defektgrösse bei der Kontaktheilung darf 0.01mm nicht überschreiten [10, 13-15], hingegen reicht die in der Literatur angegebene tolerable Spaltbreite bei der Spaltheilung von 0.1mm bis 1mm [15]. Während bei der Kontaktheilung weder Zellen noch Blutgefässe in den Spalt eindringen können, sprossen bei der Spaltheilung Kapillaren aus Periost, Endost oder Volkmann'schen wie auch Havers'schen Kanälen in den Bruchspalt ein und füllen den Spalt mit einem Netzwerk aus

Geflechtknochen aus. Sobald der Defekt überbrückt ist, laufen die zwei Typen der direkter Frakturheilung wieder nach demselben Mechanismus ab. Die Verbindung der Fragmente wird durch Remodeling der Havers'schen Kanäle und eine direkte Überbrückung von Osteonen mit Osteoklasten an deren Spitze erreicht [13]. Diese bohren längsgerichtete Resorptionskanäle von einem Fragment durch die Fraktur hindurch ins andere Fragment. Auf die Osteoklasten folgen Gefässe und mitotisch aktive Osteoprogenitorzellen, welche sich in Osteoblasten differenzieren. Osteoblasten kleiden die Resorptionskanäle aus und sezernieren Osteoid [6, 13]. Wenn die erste Schicht des Osteoids mineralisiert ist, sind die Osteoblasten in ihren Hohlräumen eingeschlossen und werden zu Osteozyten. Im reifenden Osteon werden durch Osteoblasten sukzessive Schichten von osteonalen Lamellenknochen an der Wandinnenseite abgelagert. Diese Osteoblasten werden wiederum als Osteozyten in die von ihnen gebildete mineralisierte Matrix eingebaut [11]. Eine genügende Stabilität besteht erst nach vollständigem Umbau, was eine lange Zeit beansprucht.

4.1.2 Indirekte Frakturheilung

Die indirekte Knochenheilung ist durch Kallusbildung charakterisiert. Sie kommt bei Abwesenheit von anatomischer Reduktion und Frakturbehandlung mit relativer Stabilität vor [16]. Der Hauptunterschied im Vergleich zur direkten Knochenbruchheilung besteht darin, dass hier Ersatzgewebe den Frakturspalt zunächst ausfüllt, bevor Knochengewebe daraus gebildet wird [7]. Die produzierte Kallusmenge ist abhängig von der Bruchstabilisierung und nimmt bei grösserer Instabilität zu [10, 12, 17]. Der gebildete Kallus sorgt für eine frühe Stabilität der Fraktur durch Erhöhung des Trägheitsmomentes im Frakturbereich.

Im Heilungsverlauf einer Fraktur ersetzen unterschiedliche Gewebe mit ansteigender Stabilität einander und steigern so die Stabilität graduell, bis die interfragmentäre Belastung genügend klein ist, dass Knochengewebe abgelegt werden kann.

Unmittelbar nach dem Frakturereignis beginnt die **Entzündungsphase**. Durch die Gefässzerstörung im Frakturgebiet kommt es zur ischämischen Nekrose [10] der Fraktarenden und zu einem Frakturhämatom. Im Hämatom gerinnt das Blut, wobei die Fibrinfäden in Form der sogenannten primären Verspannung die Bruchenden verbinden [7]. Weiter infiltrieren Zellen verschiedener Art und Herkunft das Hämatom, welche unter anderem für die Ausschüttung von Wachstumsfaktoren und Zytokinen verantwortlich sind. Diese spielen für die Steuerung der Zellinfiltration, Angiogenese und Zelldifferenzierung eine zentrale Rolle und beeinflussen als Signalstoffe den Heilungsprozess entscheidend [18].

Die **Granulationsphase** dauert 1 bis 3 Wochen und formt den weichen Kallus [19]. Der weiche Kallus beginnt sich typischerweise an der von der Fraktur einige Distanz entfernten periostalen und endostalen Fläche des kortikalen Knochens zu bilden [20]. Reparative Zellen, hervorgehend aus Mesenchymzellen des umliegenden Weichteilgewebes, des Periosts und des Knochenmarks dringen ins Hämatom ein und beginnen Granulationsgewebe im Spalt zwischen den Frakturfragmenten zu

produzieren [14, 21, 22]. Dieses übernimmt als erstes Gewebe die Überbrückung der Fraktur [23]. Osteoklasten bauen das wegen anfänglicher Anoxie abgestorbene Knochenmaterial an den Frakturrenden ab, was zur temporären Verbreiterung des Frakturspaltess führt [8]. Gleichzeitig reagieren Periost und Endost im Frakturareal mit intensiver Proliferation von mesenchymalen Vorläuferzellen, welche sich zu Osteoblasten formatieren [24]. Mit Hilfe dieser Zellen, welche Voraussetzung für desmale sowie enchondrale Ossifikation sind, wird das Frakturgebiet weiter stabilisiert.

Sobald die Frakturrenden durch den weichen Kallus verbunden sind, beginnt die **Kallushärtung** (1-4 Monate [21]) mit zunehmender Mineralisation der Grundsubstanz. Sie beginnt an den Fragmentoberflächen und breitet sich von diesen Richtung Zentrum des Frakturspaltess aus [6, 25]. Endostal, periostal und peripher ist häufig eine desmale, oder direkte, Knochenneubildung zu beobachten, während im Zentrum des periostalen Kallus fast ausschliesslich eine enchondrale Heilung beobachtet wird [17]. Hier ist die Blutversorgung limitiert, und das Granulationsgewebe differenziert sich zu Knorpelgewebe, bevor Geflechtknochen gebildet wird [12]. Deshalb treten bei Frakturen Knorpelgewebe, desmale und enchondrale Ossifikation oft gleichzeitig auf [24, 26]. Das Fortschreiten von weichem zu hartem Kallus ist abhängig von der Blutversorgung und Stabilität des Frakturgebietes [23]. Eine Ossifikation des Kallus findet nur bei genügender Stabilität statt.

Der letzte Schritt der Frakturreparatur beginnt, sobald die Fraktur durch harten Kallus überbrückt ist [27]. Es handelt sich um einen **Umbauprozess**, welcher den mechanisch ungerichteten Geflechtknochen des harten Kallus in Lamellenknochen umwandelt. Dieser Lamellenknochen wird entlang seiner Belastungsrichtung gemäss dem Wolffschen Gesetz ausgerichtet. Durch einen Balanceakt osteoklastischer Knochenresorption und osteoblastischer Knochenbildung [26] wird die ursprüngliche Struktur des Knochens weitgehend wieder hergestellt und beendet die indirekte Frakturheilung [24].

4.1.3 Pseudarthrose

Pseudarthrose ist die Nichtheilung des Knochens. Ein Ausbleiben der Frakturheilung liegt vor, wenn radiologisch keine Anzeichen für eine Knochenheilung vorhanden sind, beziehungsweise die Knochenheilung nicht eintreten kann. Die Voraussetzungen für eine Abheilung werden oft mittels chirurgischen Eingriffs geschaffen und sind vor allem eine genügende mechanische Stabilität und eine ausreichende Blutversorgung. Häufige Ursachen für die Entstehung von Pseudarthrosen sind eine ungenügende Fixation der Fraktur, und/oder Durchblutungsstörungen, Infektion, fehlende Knochenstücke oder Fremdkörper (z.B. Sequester) an der Frakturstelle [28]. Frakturen mit schlechter regionaler Blutversorgung, traumatisch oder anatomisch bedingt, und offene Frakturen tragen ein höheres Risiko für Frakturheilungsstörungen [29-31]. Es ist zu erwähnen, dass Pseudarthrosen auch iatrogen verursacht werden können. Einerseits wird durch den Zugang zur Fraktur und durch die Reposition der Fragmente Weichteilgewebe vom Knochen gelöst, welches die extraossäre Blutversorgung zerstört. Beim Anbringen von Knochenplatten führt die beim Anziehen der Schrauben entstehende Kompression der Platte auf den Knochen zu Nekrosen des darunterliegenden Kortex.

Platten-Knochen-Kontakt, welcher ebenfalls wie starkes chirurgisches Trauma die Blutversorgung im Frakturgebiet beeinträchtigt. Dadurch wird wiederum das Infektionsrisiko erhöht. Ebenfalls kann das Implantat als Fremdkörper wirken [32].

Es werden nicht infizierte und infizierte Pseudarthrosen unterschieden. Weiter werden beide Gruppen in reaktive und reaktionslose Pseudarthrose unterteilt.

Nichtinfizierte Pseudarthrose

Reaktive Pseudarthrosen (vaskuläre Nichtheilung) sind biologisch aktive Frakturheilungsstörungen, das heisst die Blutversorgung ist vorhanden. Charakteristisch ist die Bildung eines grossen Kallus mit einer persistierenden röntgendurchlässigen Linie durch das Frakturgebiet. Diese exzessive neue Knochenbildung entsteht wegen einer vorliegenden Instabilität und der mechanischen Irritation des Frakturbereiches. Sie erlaubt eine weitere charakterisierende Einteilung je nach vorliegender Kallusmenge in *hypertrophische*, *leicht-hypertrophische* und *oligotrophische Pseudarthrose* [28, 33]. Aufgrund von ungenügender initialer Frakturstabilisierung kann das Knorpelgewebe im Bereich des Frakturspalt nicht mineralisiert und der Frakturspalt nicht knöchern überbrückt werden. Diese Form tritt häufig nach konservativer Behandlung auf [32], aber auch nach ungenügender Stabilisierung mittels Implantaten. Die lockeren Implantate müssen entfernt werden und durch stabile Implantate (Platten, *Fixateur interne* oder *Fixateur externe*) ersetzt werden [28]. Häufig reicht dies bereits aus um innert weniger Wochen eine Abheilung zu erzielen [32]. Das Frakturgebiet muss nicht aufgefrischt werden; eine Revaskularisation kann aber durchgeführt werden, indem von der Frakturspalte her Kanäle Richtung Markhöhle gebohrt werden, durch welche Blutgefässe einsprossen können [6, 28, 34, 35]. Die Resektion von interponiertem Gewebe muss als Fehler betrachtet werden [36]. Ein Knochengraft ist nicht unbedingt notwendig [28, 32, 33].

Die *reaktionslose Pseudarthrose (avaskuläre Nichtheilung)* ist durch eine biologische Inaktivität gekennzeichnet. Ihr Auftreten ist multifaktoriell bedingt. Hauptursachen sind eine schlechte Frakturdecksion und eine unangemessene Immobilisierung der Fraktur [33]. Die Blutversorgung ist ungenügend, oft sind devaskularisierte Knochenfragmenten oder Knochenverlust vorhanden. Avaskuläre Fragmente vereinen sich zwar mit vitalen, jedoch kommt keine Verbindung unter zwei avitalen Fragmenten zustande [36]. Radiologisch lässt sich keinerlei Aktivität am Knochen feststellen und die Fraktursenden weisen Resorption, Abrundung und Sklerosierung auf. Je nach Ausmass der vorliegenden avitalen Knochenbestandteile kann eine Unterteilung in *dystrophische*, *nekrotische*, *Defekt-* und *atrophische Pseudarthrose* vorgenommen werden [28, 33]. Der Frakturspalt füllt sich mit Bindegewebe und die Markhöhle wird mit kortikalem Knochen abgedeckt. Die chirurgische Behandlung besteht aus dem Entfernen des Bindegewebes zwischen den Knochenenden, der Eröffnung der Markhöhlen und der Restabilisierung mit Implantaten (Platten, *Fixateur interne*, *Fixateur externe*). Das Einbringen von Knochengraft ist meistens unerlässlich, um die Fraktur zur Heilung zu bringen. Aufgrund der zu erwartenden verlängerten Abheilungszeit ist die Fixierung mittels Platten oder internen Fixateuren der Stabilisierung mittels *Fixateur externe* vorzuziehen [6, 28, 32-36].

Infizierte Pseudarthrose

Lokale Weichteilinfektion oder Osteomyelitis können Gewebnekrose und Pseudarthrose verursachen [28]. In vielen infizierten Pseudarthrosen sind Knochensequester vorhanden. Die Behandlung der infizierten Pseudarthrose beinhaltet wie oben erwähnt das Schaffen von Bedingungen die einen knöchernen Durchbau erlauben und zusätzlich der Infektionssanierung. Die zusätzliche Behandlung startet bereits vor dem chirurgischen Eingriff mit einer Keimtypisierung und dem möglichst starken Herabsetzen der bakteriellen Virulenz mittels Wundtoilette und parenteraler Antibiotikatherapie [28, 32]. Knochensequester müssen identifiziert und entfernt werden [28, 37]. Es ist jedoch darauf zu achten, dass nicht unangemessenes Debridement durchgeführt wird, sodass eine möglichst gute Blutversorgung und Antibiotikapenetration in der betroffenen Region gewährleistet ist. Die Wunde wird bei stark und chronisch infizierten Frakturen oft unter Verbandstherapie offen gelassen, bis sich gesundes Granulationsgewebe gebildet hat. Vor dem Wundverschluss wird Knochentransplantat in allfällig vorhandene Hohlräume eingebracht. Solange die Erstimplantate noch stabile Verhältnisse gewährleisten ist es nicht angezeigt diese zu entfernen [28]. Bei sich gelockerten Implantaten ist eine erneute stabile Osteosynthese notwendig [37]. Sobald zwischen den Knochenfragmenten eine genügend stabile Verbindung besteht, werden die Implantate entfernt [28, 32, 33].

4.2 Konventionelle Plattensysteme (Entwicklung)

Die Stabilisierung eines Knochenbruchs mit Platten spielt eine wichtige Rolle in der heutigen Veterinärmedizin.

Bis vor einigen Jahren wurde oft die direkte Knochenbruchheilung durch eine anatomische Reduktion der Frakturrenden und einer Frakturfixation unter absoluter Stabilität mittels Kompressionsplatten angestrebt. Diese Art der Frakturbehandlung bedingt ausgedehnte chirurgische Zugänge und Manipulation der Frakturfragmente und verursacht so iatrogene Weichteilschäden und reduziert die lokale Blutversorgung. Mit dem zunehmenden Wissen um die Wichtigkeit der lokalen Blutversorgung auf die Knochenheilung ist in den letzten Jahren das Konzept der biologischen Frakturbehandlung entstanden. Dieses Konzept findet vor allem bei Trümmerfrakturen Anwendung. Das Auftauchen von Kallus ist ein willkommenes Zeichen, das eine sofortige und gute Reaktion im Verlauf der Knochenheilung darstellt [38-40]. Dieses Umdenken hat zu einer Weiterentwicklung von Plattensystemen geführt, zuerst in Form von Platten mit reduzierter Auflagefläche an den Knochen, und schliesslich zur Entwicklung der *Fixateur interne*.

Das Prinzip der Frakturstabilisierung mittels konventionellen Platten ist das Erzeugen eines stabilen Implantat-Knochen-Konstrukts. Dies geschieht durch Kompression der Platten auf den Knochen. Die somit entstehende Kompression und Reibung zwischen den beiden Komponenten erzeugt die gewünschte Stabilität [41]. Eine möglichst genaue Anpassung der Platte an die Oberflächenform des Knochens ist hierfür notwendig [6, 42], denn je grösser die Auflagefläche ist, desto mehr Reibung und somit Stabilität kann erzeugt werden. Die genaue Anpassung der Platte an die Knochenform ist ausserdem für den Erhalt der Frakturreduktion nötig.

Ein Hauptnachteil der konventionellen Plattensystemen gegenüber moderneren Systemen ist die Beeinträchtigung der periostalen Blutzirkulation des Knochens unter der Platte [38, 43-45]. Diese kommt durch die Kompression der Platte auf den Knochen zustande und führt zu einer partiellen Nekrose des unter der Platte liegenden kortikalen Knochens [38, 43, 46, 47] mit anschliessendem Remodeling, temporärer Osteoporose unter der Platte [38, 43] und dem Risiko einer potentiellen Sequestration und/oder Infektion. Ein weiterer als nachteilig zu beurteilender Punkt von konventionellen Systemen gegenüber *Fixateur internen* ist die Möglichkeit von sich lösenden Schrauben, was eine Instabilität der Frakturfixierung zur Folge haben kann.

Die wichtigsten in der Veterinärorthopädie verwendeten konventionellen Plattensysteme sind im Folgenden beschrieben.

4.2.1 Rundlochplatten

Erste Plattensysteme verfügten über runde Löcher. Runde Löcher erlauben nur einen kleinen Spielraum im Eintreibwinkel der Schraube zur Platte. Die in die Mitte des Lochs eingetriebene Schraube erzielt einen vollumfänglichen Kontakt mit dem Schraubenloch und erzeugt dadurch gute Stabilität.

In diese Plattengruppe gehören beispielsweise die für die Veterinärmedizin entwickelte *Veterinary Cuttable Plate* (VCP, Abb. 1). Diese kostengünstigen Platten lassen sich über den Löchern auf die gewünschte Länge zuschneiden. Um mehr Stabilität zu erzeugen können zwei Platten übereinander in Sandwich-Funktion angewandt werden. Die VCP kann bei Frakturen von langen Röhrenknochen bei Katzen und kleinen Hunden, sowie bei Frakturen kleinerer Knochen bei grosswüchsigeren Hunderassen verwendet werden [48]. Die VCP ist in zwei Grössen (2.0/1.5mm und 2.0/2.7mm) erhältlich (Abbildung 1). Jede Platte ist für zwei verschiedene Grössen von Kortikalisschrauben ausgelegt. Beide Platten haben eine Breite von 7mm und weisen 50 Löcher auf einer Länge von 300mm auf. Die kleinere Platte (2.0/1.5) hat eine Dicke von 1.0mm, eine Plattenlochlänge von 3.3mm und eine Plattenlochweite von 2.3mm. Die grössere Platte (2.0/2.7) ist 1.5mm dick mit einer Plattenlochlänge von 3.8mm und einer Plattenlochweite von 2.8mm. Die Abstände zwischen den Löchern sind bei allen Plattengrössen gleich gross (6mm). Die VCP erlaubt durch ihre kurzen Lochabstände ein Platzieren einer grösseren Anzahl Schrauben pro definierte Länge als bei anderen Plattensystemen und ermöglicht somit die Anbringung von mehreren Schrauben auch in kurzen Frakturfragmenten [48, 49].



Abb.1: *Veterinary Cuttable Plate*. 2.0/1.5mm Platte mit 2.0mm Schraube (hinten), 2.0/2.7mm Platte mit 2.7mm Schraube (vorne)

4.2.2 Dynamische Kompressionsplatte

Die weitverbreitete *Dynamische Kompressionsplatte* (DCP; Abb. 2) erlaubt im Gegensatz zu Rundlochplatten eine axiale interfragmentäre Kompression des Frakturspaltes. Hierdurch wird die Abstützung des Knochens verbessert und die Stabilität der Frakturfixierung erhöht. Die DCP wurde entwickelt, um eine direkte Frakturheilung zu erreichen. Wird eine Schraube exzentrisch im Plattenloch platziert, also in Kompressionsfunktion, wird durch das Prinzip einer herunterrollenden Kugel auf einer schiefen Ebene, beim Anziehen der Schraube eine Verschiebung des Knochens in Richtung Fraktur erreicht. Die Kugel wird durch den Schraubenkopf verkörpert und die schiefe Ebene ist im Plattenloch eingefügt. Wenn der Schraubenkopf das obere Ende der schiefen Ebene berührt und weiter in den Knochen eingedreht wird, beginnt er auf der schiefen Ebene des Plattenloches herunterzugleiten. Die bikortikale Schraube [38] ist aber im Knochen unter der Platte fixiert und verschiebt so den Knochen in Richtung Frakturspalt, wodurch der Frakturspalt unter Kompression gebracht wird [50].

Die Indikationen zur Anwendung der DCP in Kompressionsfunktion sind einfache Quer- und kurze Schrägfrakturen ($<45^\circ$) in Meta- und Diaphyse langer Röhrenknochen [6, 42, 46, 51]. Die DCP kann aber auch in neutraler Position, das heisst ohne interfragmentäre Kompression, appliziert werden, wenn die Schrauben zentral im Plattenloch platziert werden. Neutral appliziert kann die DCP auch für die Stabilisierung von Trümmerfrakturen verwendet werden, in der sogenannten Überbrückungsfunktion. Eine spezielle Bohrbüchse erlaubt entweder die exzentrische oder die zentrale (neutrale) Schraubenpositionierung im Plattenloch.

Die DCP ist in verschiedenen Grössen (1.5mm, 2.0mm, 2.7mm, 3.5mm und 4.5mm), und jede dieser Grössen in verschiedenen Längen erhältlich. Zusätzlich werden verschiedene Plattenformen angeboten (z.B. T-Platten, Azetabularplatten, Arthrodesenplatten), welche für spezifische anatomische Lokalisationen oder Operationen entwickelt worden sind. Die DCP ist momentan noch die in der Veterinärmedizin am häufigsten verwendete Platte.



Abb. 2: *Dynamische Kompressionsplatte* (DCP) mit Schraube. Die Form des Plattenloches erlaubt eine axiale Kompression des Frakturspaltes.

4.2.3 Limited Contact Dynamic Compression Plate

Die *Limited Contact Dynamic Compression Plate* (LC-DCP; Abb. 3) ist eine Weiterentwicklung der DCP und arbeitet mit demselben Prinzip der Möglichkeit zur axialen interfragmentären Kompression. Das Gleitprinzip der DCP ist an beiden Enden der Plattenlöcher der LC-DCP integriert und ermöglicht so eine Kompression mehrerer Frakturebenen gleichzeitig bei Mehrfragmentfrakturen [43].

Neuerungen sind die Reduktion der Knochenkontaktfläche um zirka 50 Prozent im Vergleich mit der DCP, abhängig vom Knochendurchmesser [38, 43, 44, 52] und der trapezoide Plattenquerschnitt [41, 51, 53]. Das hiermit verfolgte Ziel ist die Minimierung der iatrogenen Schädigung der periostalen und

kortikalen Durchblutung [38, 41]. Durch den limitierten Kontakt zwischen Platte und Knochen wird die Blutzufuhr weniger beeinträchtigt [6, 41, 54]. Die Unterhohlung der Plattenunterseite erlaubt zusätzlich eine noch grössere Winkelung der Schrauben. Diese ermöglicht dem Chirurgen einen grösseren Spielraum im Setzen der Schrauben [6]. Ebenfalls ist neu eine erleichterte Anpassung der Platte auf den Knochen möglich, da im Bereich der Plattenlöcher keine Knickbildung auftritt. Die LC-DCP hat die gleiche Steifigkeit wie die DCP [42, 43].

Die LC-DCP wird momentan vor allem in den Vereinigten Staaten verwendet. Sie ist in den Grössen 2.0mm, 2.4mm, 2.7mm, 3.5mm und 4.5mm erhältlich.

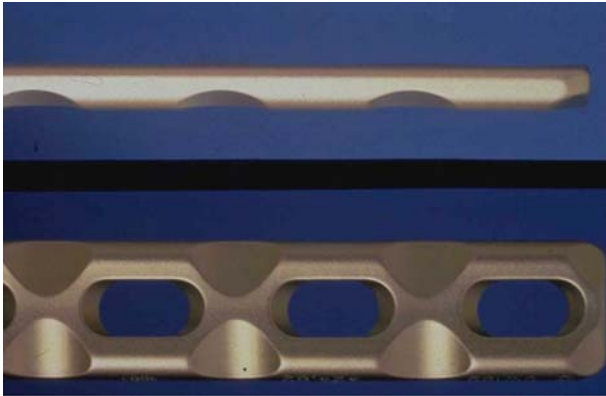


Abb. 3: *Limited Contact Dynamic Compression Plate* (LC-DCP). Die Platte erlaubt eine interfragmentäre Kompression des Frakturspaltes bei reduzierter Auflagefläche an den Knochen.

4.3 *Fixateur interne*

Das Aussehen eines *Fixateur interne* ähnelt einer Platte, jedoch unterscheiden sich ihre Funktionsweisen markant. Das Kernstück eines *Fixateur interne* ist der Verriegelungsmechanismus des Schraubenkopfes in der Knochenplatte, welche eine Winkelstabilität hervorruft [38, 55]. Der Verriegelungsmechanismus der sich heute auf dem Markt befindenden *Fixateur interne* Systemen basiert meist auf folgendem Mechanismus: der Schraubenkopf und das Plattenloch verfügen über korrespondierende Gewinde, welche beim Eindrehen der Schraube die stabile Verbindung zwischen diesen Implantaten verursacht. Beschriebene Anwendungsgebiete der *Fixateur interne* zur Osteosynthese beim Menschen sind die indirekte Frakturreduktion, diaphysäre und metaphysäre Frakturen in osteoporotischem Knochen, sowie das Überbrücken von schweren Splitterfrakturen beziehungsweise mehrfragmentäre metadiaphysäre Frakturzonen [56].

Durch die Verriegelung des Schraubenkopfes im Plattenloch wird der *Fixateur interne* beim Anziehen der Schraube nicht an den Knochen gezogen [44, 57, 58]. Die bei konventionellen Plattensystemen nötige Reibung zwischen Knochen und Platte ist für die Fixationsstabilität nicht nötig, da die Schraube mit der Platte eine äusserst stabile Verbindung eingeht. Dadurch können die kompressionsbedingten negativen Folgen auf den Knochen, wie Kortexnekrosen, verhindert werden. Die somit erhalten gebliebene Blutversorgung des ganzen Frakturgebietes ist für eine schnellere Frakturheilung [2, 46] mit erhöhter Infektionsresistenz verantwortlich [44, 55, 59]. Der freie Raum zwischen Implantat und Knochen [2, 4] lässt ein Wachstum von Periost [60] und Kallus auch unter der

Platte zu und trägt somit zu einer besseren Knochenvitalität und somit zu einer stabileren und schnelleren Frakturheilung bei [44, 59].

Ein präzises Konturieren der Platte an die Knochenoberfläche ist beim *Fixateur interne* unnötig geworden [2, 45, 51, 53, 57] und es reicht eine grobe Anpassung an die Knochenform, ohne dass die Reduktion der Fragmente verloren geht. *Fixateur interne* werden oft nur im proximalen und distalen Hauptfragment verankert. So kann das Operationstrauma durch minimal invasive Chirurgie verringert werden [42, 53, 55]. Die resultierende flexible elastische Stabilisation induziert die Kallusbildung und resultiert in einer frühen Frakturstabilität [39, 45, 51, 53].

Durch das geänderte Konzept der Frakturstabilisierung ändert sich auch das Prinzip der Plattenbelastung und der Kraftübertragung. Die axiale Belastung vom Knochen wird zu einem Grossteil vom Implantat aufgefangen und nur zu einem geringen Teil auf die sich berührenden Frakturrenden übertragen. Bei einem winkelstabilen System erfolgt die Lastübertragung über die Schrauben längs zur Knochenachse, während bei der klassischen Plattenosteosynthese bei axialer Belastung die Querbeltung des Knochens bleibt [61].

Durch den Verriegelungsmechanismus der Schraubenköpfe in der Platte wird eine grössere Stabilität erzielt als bei herkömmlichen Plattensystemen, besonders wenn pro Knochenfragment nur je zwei Schrauben platziert werden können [2, 50, 62] oder in weichem Knochen, zum Beispiel bei Osteoporose. Schraubenlockerung kommen bei *Fixateur interne* nur noch selten vor [4, 5, 57]. Ausserdem ist es zum Teil möglich auf bikortikale Schrauben zu verzichten ohne eine Einbusse in der Stabilität des Knochen-Implantat-Konstrukts hinnehmen zu müssen. Der Vorteil von monokortikalen Schrauben ist die Erhaltung der endostalen Blutversorgungsstörung und die verminderte Schwächung des Kortexknochens [43, 53, 63]. In metaphysärem oder sehr weichem Knochen könnte ein einzelner Kortex ungenügenden Halt bieten um eine stabile Fixierung mit monokortikalen Schrauben herstellen zu können [46, 64]. In der Meta- und Epiphyse langer Röhrenknochen, in flachen Knochen, und bei Jungtieren mit weichem Knochen sollten demnach bikortikale Schrauben verwendet werden.

Um eine stabile Verriegelung zwischen Platte und Schraubenkopf herstellen zu können, müssen die Schrauben senkrecht zur Platte eingetrieben werden, damit die korrespondierenden Gewinde optimal ineinander greifen. Bereits bei einer Winkelabweichung von über 5 Grad tritt ein Stabilitätsverlust ein [65]. Ein negativer Punkt des Verriegelungsmechanismus ist, dass der Operateur weniger spürt ob die Schraube im darunterliegenden Knochen richtig greift, da die Schraube ohnehin in der Platte fixiert wird.

Das erste von der AO entwickelte System war der *Point Contact Fixator* (PC-Fix, Abb. 4), der aber nie auf den Markt gekommen ist. Er verfügte über punktförmige Knochenaufgaben und hatte auch kein Schraubenkopf- beziehungsweise Plattenlochgewinde, sondern Schrauben mit konischen Köpfen, welche durch kaltes Verschweissen eine gute Winkelstabilität gewährleisteten. Er arbeitete bereits mit monokortikalen selbstbohrenden und -schneidenden Schrauben. Trotz der punktförmigen Auflage zeichnete er sich durch seine biologischen Eigenschaften im Vergleich zur konventionellen Plattenosteosynthese positiv aus [1, 41, 52].

Inzwischen sind mehrere *Fixateur interne* auf dem Markt erhältlich. Interne Fixateure sind aufgrund der ausgeklügelten Technik und der verwendeten Materialien teurer als herkömmliche Plattensysteme. Da in der Veterinärmedizin auch finanzielle Aspekte wichtig sind, ist die Anwendung dieser Systeme bis anhin limitiert. Zwei in der Kleintiermedizin bereits verwendete Systeme sind im Folgenden beschrieben.

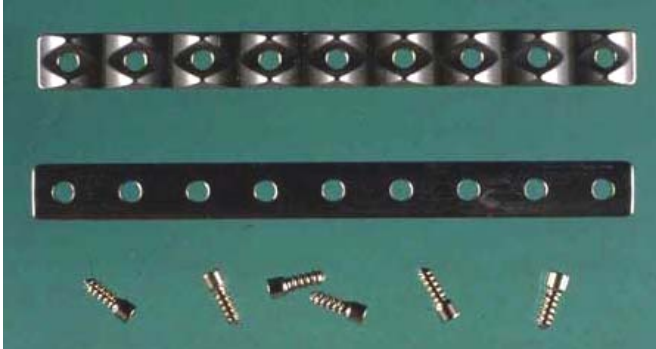


Abb. 4: *Point Contact Fixator* (PC-Fix). Der erste interne Fixateur hatte punktförmige Auflageflächen am Knochen (siehe Plattenunterseite oben im Bild) und einen Schraubenverriegelungsmechanismus durch kaltes Verschweissen.

4.3.1 Locking Compression Plate

Als Weiterentwicklung des PC-Fix hat sich in der Humanmedizin vor allem ein System mit einem „Kombi-Loch“ etabliert. Dabei handelt es sich um die *Locking Compression Plate* (LCP, Abb. 5). Sie eröffnet dem Chirurgen einen grossen Handlungsspielraum, in dem sowohl das System des internen Fixateurs mit winkelstabilen Schrauben, als auch konventionelle Schrauben zur axialen interfragmentären Kompression, oder sogar eine Kombination beider Systeme verwendet werden kann [42, 45, 50, 51, 66, 67]. Das System ist in verschiedenen Grössen (2.0mm, 2.4mm, 2.7mm, 3.5mm und 4.5/5.0mm) und verschiedenen Formen und Längen erhältlich. Die LCP ist das in der Humanmedizin verbreitetste Fixateur interne System für die Behandlung von Frakturen der langen Röhrenknochen und des Beckens. Es wurde in Einzelfällen auch bei Kleintieren angewendet, Literaturangaben hierzu sind aber noch rar [3]. Aufgrund der mittlerweile verschiedenen erhältlichen Grössen von LC-Platten, hat das System sicher Potential, auch in der Veterinärchirurgie angewandt werden zu können.



Abb. 5: *Locking Compression Plate* (LCP). Die Kombilöcher der LCP erlauben die Insertion von konventionellen Schrauben zur interfragmentären Kompression, und die Insertion von winkelstabilen Schrauben. Dies erlaubt breite Einsatzmöglichkeiten der Platte in verschiedenen Funktionen.

4.3.2 UniLock System

Das UniLock System (in der Humanmedizin unter dem Namen *Mandible Locking Plate* bekannt) ist eines von mehreren auf dem Markt erhältlichen Fixateur interne Systemen. Es wurde für humane maxillofaziale Chirurgie entworfen und besteht aus einem 2.0mm und einem 2.4mm Plattensystem [2]. Die Indikationen für seine Verwendung in der Humanmedizin beinhalten Mandibularfrakturen und

Mandibularrekonstruktionen, zum Beispiel nach Tumorentfernung [58, 60, 68]. Das UniLock System erzeugt im Vergleich mit konventionellen Platten eine grössere Stabilität über dem Frakturspalt. Alle Implantate sind aus Reintitan gefertigt [57].

Die Eigenschaften von Titan unterscheiden sich in vielen Punkten von anderen Materialien wie zum Beispiel Edelstahl. Es weist ein geringes Gewicht bei mechanisch hoher Festigkeit auf. Titan ist zwar 10 Prozent weniger stark als Edelstahl, dafür lässt es sich beinahe doppelt so stark biegen. Es ist das Material der Wahl für biologische interne Fixateure aus mehreren Gründen: das Material ist korrosionsresistent, die Infektionsrate der Wunde ist reduziert, lokale toxische Reaktionen treten weniger auf als bei Edelstahl und es sind keine allergischen Reaktionen bekannt. Somit ist es hervorragend gewebetolerant [69].

Das 2.0mm System (Abb. 6) besteht aus Anpassungsplatten von 1.0mm (S), 1.3mm (M) und 1.5mm (L) Dicke (Tabelle 1). Diese Anpassungsplatten sind entweder gerade oder abgewinkelt, oder haben einen Steg. Die Dicke der 1.3 und 1.5mm Platten ist im Bereich zwischen den Löchern vermindert und verringert den Kontakt zum darunterliegenden Knochen. Die kürzeste Platte besteht aus vier Schraubenlöchern mit einem Steg, die längste aus einem 21 geraden und einem abgewinkelten Abschnitt mit sechs Schraubenlöchern. Alle Platten sind mit Spezialinstrumenten auf die gewünschte Länge zuschneidbar. Das Plattendesign erlaubt den Einsatz von entweder verriegelnden oder nicht-verriegelnden 2.0mm Kortikalisschrauben. Nicht-verriegelnde 2.4mm Notfall-Schrauben sind ebenfalls erhältlich. Alle Schrauben sind selbstschneidend. Weil der Schraubenkopf einen Kreuzschlitz hat ist ein Spezialschraubenzieher mit einer entsprechenden kreuzförmigen Spitze [Stardrive®] erforderlich [2].

Verschiedene gerade oder abgewinkelte Titan-Rekonstruktionsplatten von 2.5mm Dicke sind für das 2.4mm UniLock System erhältlich (Abb. 6; Tabelle 1). Die kürzeste Platte besteht aus 14 und die längste aus 24 geraden und an jeder Seite einem abgewinkelten Abschnitt mit sechs Schraubenlöchern. Der ovale Querschnitt der Plattenlöcher lässt auch eine exzentrische Platzierung von Standardschrauben mit resultierender Kompression von 0.6mm pro Schraube zu. Die Platten sind mit Spezialinstrumenten zuschneidbar. Vier verschiedene selbstschneidende Titanschrauben sind erhältlich (Tabelle 2). Die Gewindedurchmesser der Verriegelungsschrauben sind 2.4mm und 3.0mm (Abb. 7). Nicht-verriegelnde Kortikalisschrauben von 2.4mm und Notfall-Schrauben von 2.7mm sind ebenfalls erhältlich [2].

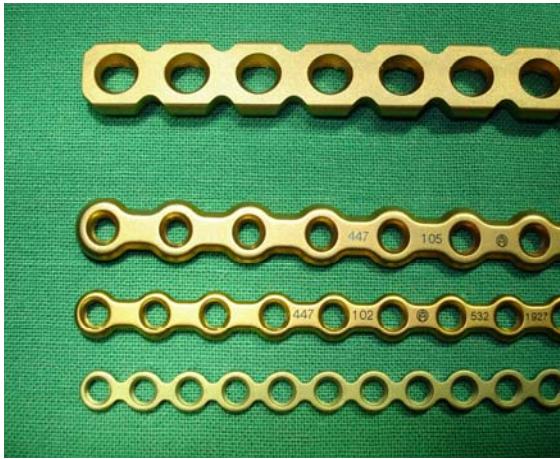


Abb. 6: 2.4mm UniLock Platte oben und 2.0mm UniLock Platten verschiedener Dicken (1.5mm, 1.3mm, 1.0mm) unten.

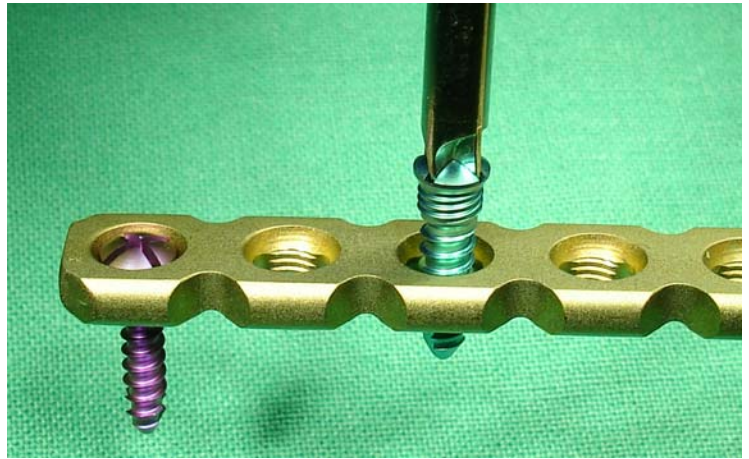


Abb. 7: 2.4mm UniLock Platte mit selbstschneidenden 2.4mm (links) und 3.0mm (rechts) UniLock Schrauben.

Die Schraubeneinsetztechnik variiert gemäss der ausgewählten Schraube. Zum Einsetzen einer verriegelten Schraube muss das Bohrloch senkrecht zur Platte gebohrt werden. Eine spezielle Bohrbüchse wird ins Platteloch geschraubt um den Bohrer präzise zu zentrieren und das Loch senkrecht zur Platte zu bohren. Wegen der Verankerung der Bohrbüchse im Plattenloch, kann diese auch gut als Halteinstrument dienen. Bei nicht-verriegelnden Kortikalisschrauben wird eine Standard-Bohrbüchse benutzt, um ein Verbiegen des Bohrers zu verhindern und um das Weichteilgewebe vor Verletzungen zu schützen. Nicht verriegelte Schrauben werden verwendet, wenn aus anatomischen Gründen eine senkrechte Platzierung der Schrauben zur Platte nicht möglich ist, oder wenn eine interfragmentäre Zugschraube durch die Platte platziert werden soll [2].

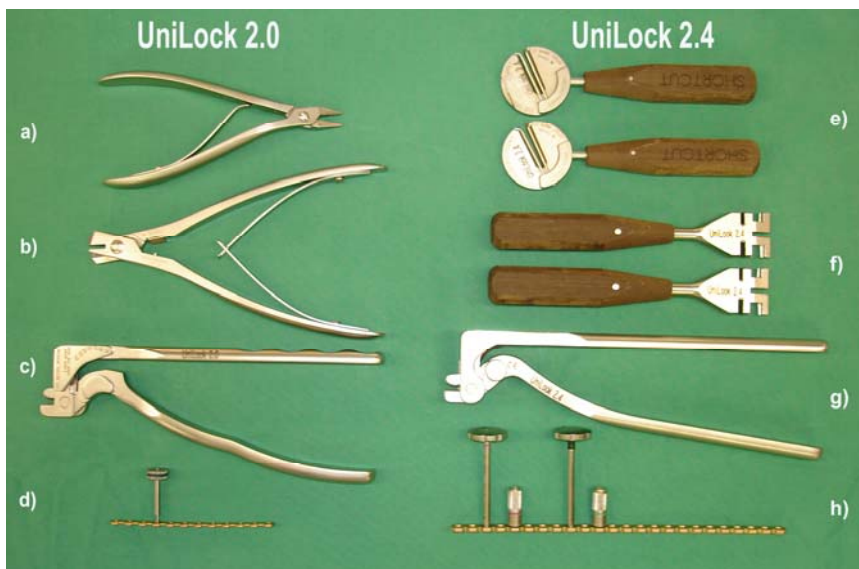


Abb. 8: UniLock Instrumentarium: a) Flachzange, b) Schneidezange mit Entgrater, c) Biegezange mit Schnabel, d) Bohrbüchse, e) Short-cut™ 2.4/Thorp, f) Schränkeisen, g) Biegezange mit Schnabel, h) Bohrbüchsen für die Insertion von verriegelten Schrauben.

	Plattentyp	Form	Plattendicke (mm)	Plattenlänge (mm)	Erhältliche Anzahl Löcher	Bemerkungen
2.0 System	Adaptation	gerade	1.0	99	20	
			1.3	77	12	
			1.5	47, 95, 159	6, 12, 20	
	Adaptation mit Steg	L-Platte	1.0		7	links + rechts
		abgewinkelt	1.5	189/81	21 + 6	links + rechts
		gerade	1.0	25, 40	4, 6	
			1.3	43	6	
			1.5	53	6	
2.4 System	Rekonstruktion	abgewinkelt	1.5		3+3, 4+4	
		halbmondförmig	1.5		3+3	
		gerade	2.5	112, 160, 192	14, 20, 24	
		abgewinkelt	2.5	110/40 170/50	13+5 21+6	links + rechts
		doppelt abgewinkelt	2.5	33/162/33 41/178/41 49/194/49	4+20+4 5+22+5 6+24+6	

Tabelle 1: UniLock System Platten [70, 71]

	Schraubentyp	Gewindedurchmesser (mm)	Kerndurchmesser (mm)	Kopfdurchmesser (mm)	Gewindesteigung (mm)	Schraubenlänge (mm)	Bohrer für Gewindeloch (mm)	Kopfverriegelung	Selbstbohrend
2.0 System	UniLock	2.0		2.95	0.75	5-18	1.5	Ja	
	UniLock	2.0	1.35	2.95	0.75	5-8		Ja	Ja
	Kortikalis	2.0		3.30	0.75	4-18	1.35		
	Emergency	2.4		3.31	1.0	6-12			
2.4 System	UniLock	2.4	1.7	4.0		8-22	1.8	Ja	
	UniLock	3.0	2.4	4.0		8-22	2.4	Ja	
	Kortikalis	2.4	1.7	4.0		8-40	1.8		
	Emergency	2.7	1.9	4.0		8-18			

Tabelle 2: UniLock System Schrauben [70, 71]

4.3.3 Anwendung von Fixateur interne bei den Kleintieren

Fixateur interne werden in der Veterinärmedizin noch nicht lange angewendet. Aber aus den wenigen existierenden Studien geht hervor, dass ihre Verwendung trotz den relativ hohen Implantatkosten eine Bereicherung der chirurgischen Möglichkeiten darstellt.

Die LCP kann zur Frakturfixierung bei Katzen und Hunden verwendet werden, ihre Anwendung ist aber mit Ausnahme eines Fallberichtes noch nicht beschrieben worden [3]. Die Kombilöcher der LCP können einen gewissen Schwachpunkt darstellen und zur Plattenbiegung führen [3]. Vor allem bei schweren Tieren, bei mehr als einer verletzten Gliedmasse, bei sehr aktiven Tieren und bei Trümmerfrakturen ohne Abstützung der Knochenenden sollte deswegen eine zusätzliche Platte oder ein intramedullärer Nagel verwendet werden [3].

Das UniLock System eignet sich aufgrund seiner Grösse für verschiedene Indikationen in der Kleintierchirurgie. Die Behandlung von Gelenkinstabilitäten, Wirbelsäuleninstabilitäten und Unterkieferfrakturen mit dem UniLock System wurde bereits [4, 5, 72] beschrieben. Ausserdem wurden UniLock Platten an unserer Institution mit subjektiv guten klinischen Ergebnissen für die Frakturstabilisierung von langen Röhrenknochen bei Katzen und kleineren Hunden [2], Frakturbehandlung von Kieferknochen und Beckenknochen, und für Arthrodesen verwendet.

In der vorliegenden Studie wurden Fälle von Frakturen der langen Röhrenknochen bei Katzen und kleinen Hunden, die mit dem UniLock System stabilisiert wurden, retrospektiv evaluiert. Die Auswahl der operierten Patienten erfolgte auf subjektiver Basis und Präferenz des jeweiligen Chirurgen. Viele der Patienten hatten Frakturen, die mit konventionellen Plattensystemen schwierig zu reparieren waren, wie zum Beispiel gelenknahe Frakturen oder Revisionschirurgien. Es wurden aber auch einfache Frakturen mit dem UniLock System behandelt. Das Ziel der Studie war das Erfassen von Komplikationen, die Evaluierung potentieller Ursachen für das Auftreten von Komplikationen, und das Formulieren von Indikationen und Anwendungsprinzipien des UniLock Systems für Frakturen der langen Röhrenknochen bei Kleintieren.

5 Material und Methoden

5.1 Einschlusskriterien und Datenerhebung

Frakturen der langen Röhrenknochen bei Katzen und Hunden, also Frakturen von Humerus, Radius/Ulna, Femur und Tibia, welche mit dem UniLock System stabilisiert wurden, wurden retrospektiv ausgewertet. Es wurden alle Fälle, die seit der Einführung des UniLock Systems in der Klinik für Kleintierchirurgie der Vetsuisse Fakultät der Universität Zürich im Mai 2002 mit UniLock stabilisiert wurden, erfasst. Studienende war September 2006. Einschlusskriterien waren eine Fraktur der langen Röhrenknochen, die mit dem UniLock System stabilisiert wurden, das Vorhandensein einer adäquaten Krankengeschichte, prä- und postoperative Röntgenbilder, und Kontrollröntgenbilder von mindestens 4 Wochen postoperativ. Besitzer von Tieren mit fehlenden Kontrollröntgenbilder wurden telefonisch kontaktiert, wenn möglich nachträglich zur Kontrolle aufgebeten und dann auch in die Studie eingeschlossen. Das System wurde durch verschiedene Chirurgen angewendet. In Abhängigkeit von Frakturtypen und Präferenzen des jeweiligen Operators wurden unterschiedliche Plattenlängen und -grössen, Schrauben, Einzel- oder Doppelverplattungen verwendet. Folgende Daten wurden aus den Krankengeschichten und den Röntgenbilder ermittelt.

Folgende Parameter wurden anhand für jeden Patienten ermittelt:

1. Hund oder Katze
2. Alter
3. Gewicht
4. Geschlecht
5. Betroffener Knochen (Humerus, Radius/Ulna, Femur, Tibia)
6. Frakturlokalisierung

Die *Frakturlokalisierung* (Gelenkfraktur, metaphysäre Fraktur, diaphysäre Fraktur) wurde auf eine Lokalisation beschränkt. Das heisst, dass bei komplexen Frakturen die Lokalisation der klinisch am relevantesten scheinenden Fraktur für die Einteilung verwendet wurde. Sobald eine Fraktur Gelenksbeteiligung aufwies wurde sie dieser Lokalisation zugeordnet, egal wie stark der Rest des Knochens in Mitleidenschaft gezogen wurde.

7. Frakturtyp

Die *Frakturtypen* wurden in vier Gruppen eingeteilt: einfach quer/kurz schräg, einfach lang/spiralig, Mehrfragment reduzierbar, Trümmerfraktur. Frakturheilungsstörungen (verzögerte Heilung oder Pseudarthrose) stellten eine fünfte, separate Gruppe dar.

8. Weitere Verletzung eines anderen Beines

Verletzungen eines *anderen Beines* wurden erfasst, um einen möglichen Einfluss auf die mit dem UniLock System behandelte Gliedmasse durch Überbelastung zu evaluieren.

9. UniLock als Revisionschirurgie

Es wurde erfasst, ob das UniLock Systems *als Revision* einer zuvor erfolglosen Frakturbehandlung mit einer anderen Methode erfolgte. Dazu zählten Fixationsversagen mit anderen Implantaten und Frakturheilungsstörungen, wie verzögerte oder fehlende Frakturheilung.

10. Plattendicke

Es standen vier *Plattendicken* zur Verfügung (2.0-System: 1.0mm [S], 1.3mm [M], 1.5mm [L] und 2.4-System: 2.5mm [X]).

11. Einfach- oder Doppelverplattung

Folgende Parameter wurden zusätzlich bei Frakturen, die mit nur einer UniLock Platte fixiert wurden, ermittelt:

12. Verhältnis Plattenlänge : Knochenlänge

13. Anzahl Schrauben insgesamt

Die Anzahl verwendeter *Schrauben pro Platte*.

14. Anzahl Schrauben in einem Hauptfragment

Die Anzahl *Schrauben im Hauptfragment* mit der kleineren Anzahl verwendeter Schrauben.

15. Anzahl Kortizes insgesamt

Die Anzahl der mit den Schrauben erfasster *Kortizes pro Platte*.

16. Anzahl Kortizes in einem Hauptfragment

Die Anzahl *Kortizes im Hauptfragment* mit der kleineren Anzahl erfasster Kortizes.

17. Vorhandensein von nicht-verriegelten Schrauben

18. Anzahl freier Löcher zwischen frakturnahen Schrauben

19. Verhältnis Schraubendicke : Knochendurchmesser

Das *Verhältnis der Schraubendicke zum Knochendurchmesser* wurde in Schraubenrichtung ermittelt. Der Knochen wurde an seiner dünnsten Stelle gemessen, das heisst dort wo das Verhältnis Schraubendicke zu Knochendurchmesser am grössten war.

20. Länge des kürzesten Knochenfragmentes in mm.

21. Zusätzlich zum UniLock System verwendete intramedulläre Nägel, Pins oder Zugschrauben wurden erfasst.

Das Auftreten von Komplikationen wurde anhand der postoperativen Röntgenbilder und der Röntgenbilder der Kontrolluntersuchungen evaluiert. Frakturen, die sich zum Zeitpunkt des letzten Röntgenbildes (mindestens 4 Wochen postoperativ) radiologisch in Heilung befanden, aber noch nicht vollständig verheilt waren, wurden als komplikationsfrei betrachtet, sofern keine Anzeichen für Implantatlockerung und/oder Frakturheilungsstörungen vorhanden waren. Die Komplikationen wurden für die statistische Auswertung in implantatbedingte Komplikationen (Fixationsversagen) und in andere Komplikationen eingeteilt: Implantatbedingte Komplikationen (Fixationsversagen) waren Implantatversagen von Platte und/oder Schraube, Implantatausrisse und iatrogene Frakturen/Fissuren.

Andere Komplikationen beinhalteten Wundheilungsstörungen oder Hautnekrosen, mittel- bis hochgradige Arthrose nach Gelenkfrakturen und postoperative Achsenfehlstellungen von $\geq 10^\circ$ Achsenabweichung.

5.2 Auswerten der Daten und statistische Tests

Die Daten wurden mit einem Tabellenkalkulationsprogramm (Microsoft Excel 2002) erfasst. Ein potentieller Einfluss von Faktoren auf das Auftreten von Komplikationen wurde statistisch ausgewertet. Hierfür wurde das Statistikprogramm StatView 5.1 (SAS Institute Inc.) verwendet. Für die statistische Auswertung wurden drei Gruppen gebildet:

Gruppe 1. Im ersten Schritt wurde evaluiert, ob die Parameter aller Frakturbehandlungen (Parameter 1-11) einen Einfluss auf das Auftreten von Komplikationen irgendeiner Art hatten. Das Ziel dieser Evaluation war es zu schauen, ob es Faktoren allgemeiner Art gab, die eine Kontraindikation für die Behandlung langer Röhrenknochen mit dem UniLock System bei Kleintieren darstellen würden.

Gruppe 2. In einem zweiten Schritt wurde eruiert, ob die Parameter aller Frakturbehandlungen (Parameter 1-11) einen Zusammenhang mit Komplikationen der Gruppe Fixationsversagen hatten. Das Ziel dieser Statistik war zu evaluieren, ob die Verwendungsart der UniLock Platten eine genügende Stabilität der Frakturversorgung gewährleistete.

Gruppe 3. Im dritten Schritt wurden nur noch Frakturen, welche mit einer einzelnen UniLock Platte stabilisiert wurden, evaluiert. Hier wurde der Einfluss der verschiedenen Parameter (Parameter 1-10 und Parameter 12-21) auf das Auftreten von Komplikationen der Gruppe Fixationsversagen angeschaut. In dieser Gruppe interessierte insbesondere, ob einzelne UniLock Platten eine ausreichende Stabilität gewährleisteten, und ob die Anzahl der eingesetzten Schrauben und die Anzahl erfasster Kortizes ausreichend waren.

In jeder dieser 3 Gruppen wurde eruiert, ob die weiter oben beschriebenen klinischen Parameter sich bei Fällen mit Komplikationen von Fällen ohne Komplikationen unterscheiden. Für die statistische Auswertung von Gruppen wurde die Kontingenzanalyse (*Chi-Quadrat-Test*) verwendet. Für die Auswertung von Gruppen mit kontinuierlichen Werten wurde der ungepaarte *t-Test* verwendet. Wenn Zellen-Werte < 5 beinhalteten, wurde der *Fisher exact test* angewendet.

p-Werte < 0.05 wurden als statistisch signifikant betrachtet. Tendenzen wurden beschrieben mit p-Werten zwischen 0.05 bis 0.2.

6 Resultate

Im Zeitraum von Mai 2002 bis September 2006 wurden 74 Frakturen von langen Röhrenknochen bei 30 Hunden und 37 Katzen mit dem UniLock System stabilisiert. Davon konnten 66 Frakturen bei 60 Tieren (34 Frakturen bei 28 Hunden und 32 Frakturen bei 32 Katzen) mit Kontrollröntgenbilder nach mindestens 4 Wochen in die Studie mit einbezogen werden. Bei den restlichen Fällen waren keine ausreichenden Kontrollröntgenbilder vorhanden und die Besitzer waren telefonisch nicht erreichbar oder wollten nur telefonisch Auskunft erteilen. In einem Fall war der Patient kurz vor Studienbeginn aufgrund eines erneuten Unfalls verstorben.

6.1 Beschreibung der Tiere, Frakturen, und UniLock Platten

Das Alter der 60 Tiere betrug durchschnittlich 30.3 Monate (4-105 Monate) bei den Hunden und 43.1 Monate (4-192 Monate) bei den Katzen. Das durchschnittliche Körpergewicht der behandelten Hunde betrug 5.7kg (2.1kg bis 13kg) und dasjenige der Katzen 4.3kg (2kg bis 9kg). Achtunddreissig Tiere waren männlich, 22 weiblich. Fünf Tiere hatten Verletzungen anderer Gliedmassen.

Es wurden 18 Humerus-, 18 Radius/Ulna-, 20 Femur- und 10 Tibia-Frakturen behandelt. Eine Übersicht über diese Frakturen ist in den Tabellen 4 bis 7 zusammengefasst. Achtundvierzig Frakturen waren diaphysär, 10 metaphysär, und bei acht Frakturen gab es eine Gelenkbeteiligung (Tabelle 4 bis 7). Dreiunddreissig Frakturen wurden als einfach (Typ 1 oder 2) beurteilt. Sechs Frakturen waren Mehrfragmentfrakturen (Typ 3) und 19 waren Trümmerfrakturen (Typ 4). In acht Fällen war die Indikation für eine Stabilisierung mittels UniLock Platten eine Frakturheilungsstörung (Typ 5). Die Frakturtypen sind im Detail in Tabelle 4 bis 7 dargestellt.

Bei 44 Frakturen (19 Hunden, 25 Katzen) wurde das UniLock System als direkte Frakturbehandlung eingesetzt. Bei 22 Frakturen (15 Hunden, 7 Katzen) erfolgte die Anwendung des UniLock Systems als Revision einer vorangegangenen Operation mit anderen Implantaten (*Fixateur externe*, Knochenplatten, UniLock), oder zur Behandlung von Frakturheilungsstörungen. Diese Fälle sind auch in Tabelle 8 dargestellt.

Die 2.4mm UniLock Platte wurde mit Ausnahme dreier Fälle zur Stabilisierung von diaphysären Frakturen der langen Röhrenknochen verwendet (27/30). Die 2.0mm Platten kamen ebenfalls am häufigsten bei diaphysären Frakturen (21/36) zur Anwendung. Jedoch wurden sie verhältnismässig oft auch bei metaphysären (8/36) oder Gelenkfrakturen (7/36) verwendet. In 49 Fällen wurde eine einzelne UniLock Platte appliziert, in 17 Fällen wurden 2 UniLock Platten verwendet. Die häufigste Indikation zur Doppelverplattung waren distale metaphysäre oder intrakondyläre Humerus- und Femurfrakturen. Die Länge des kürzesten so fixierten Fragmentes betrug 6mm. In 21 Fällen wurde das UniLock System mit anderen Implantaten, wie einer Zugschraube (9), einem Kirschner Draht (8) oder einem intramedullären Nagel (9) kombiniert.

Bei den Frakturen, bei denen nur eine Platte zur Anwendung kam, wurden zwischen zwei und neun Schrauben (im Durchschnitt 6.1) verwendet, die zwischen drei und 16 Kortizes (im Durchschnitt 10.3) erfassten. Werden nur die Hauptfragmente beleuchtet, welche mit der kleineren Anzahl Schrauben fixiert wurden, so wurden eine bis 4 Schrauben (im Durchschnitt 2.61) gebraucht, welche 1 bis acht Kortizes (im Durchschnitt 4.24) fassten. Zwei oder weniger Kortizes wurden nur in vier Patienten erfasst: Bei dreien dieser Patienten wurden die supra- oder intrakondylären Frakturen aber zusätzlich noch mit Pins stabilisiert. Nur bei einem Patienten mit einer diaphysären Fraktur Typ 1 wurden 2 monokortikale Schrauben ohne weitere Stabilisierungsmassnahmen verwendet.

Das Verhältnis der Platten- zur Knochenlänge betrug zwischen 0.27 und 1.03% (im Durchschnitt 0.62%), und das Verhältnis der Knochendicke zur Schraubendicke betrug 0.22 bis 0.40% (im Durchschnitt 0.31%). Zwischen null und sieben Schraubenlöcher (im Durchschnitt 1.41) wurden im Frakturbereich leer gelassen.

Kontrollröntgenbilder der Fälle ohne Komplikationen (53 Fälle) wurden zwischen 4 Wochen und 109 Wochen postoperativ angefertigt, im Durchschnitt 21.7 Wochen nach der Operation. Fünfundvierzig Frakturen waren zum Zeitpunkt der letzten Kontrolle komplett geheilt (mindestens drei sichtbare Kortizes auf dem Röntgenbild), 4 Frakturen scheinen geheilt, aber auf dem Röntgenbild sind nicht alle Kortizes sichtbar. Zwölf Frakturen wurden als in Heilung beurteilt (Knochenaktivität, Kallus, keine Komplikationen). Klinisch und radiologisch waren in diesen Fällen keine Komplikationen ersichtlich. Fünf Fälle sind hier nicht aufgelistet, da bei diesen die Heilung mindestens 4 Wochen postoperativ aufgrund von Komplikationen und den sich nachziehenden Revisionsoperationen nicht mit den definierten Kriterien beurteilt werden konnten.

Insgesamt wurden in der vorliegenden Studie acht Fällen mit Frakturheilungsstörungen mit dem UniLock System behandelt. Diese beinhalteten atrophe Pseudarthrosen in fünf Fällen, hypertrophe Pseudarthrosen in einem Fall und eine verzögerte Frakturheilung in zwei weiteren Fällen. Die meisten Frakturen waren ursprünglich mit einem *Fixateur externe* stabilisiert worden. Die Fälle sind in Tabelle 10 zusammengefasst.

6.2 Beschreibung der Komplikationen

Komplikationen mit dem UniLock System traten bei 12 Patienten (20%), beziehungsweise bei 13 Frakturen (19.7%) auf (Tabelle 9). Die Komplikationen beinhalteten Schraubenbruch in einem Fall, Plattenbruch in zwei Fällen, Schraubenausriss aus dem Knochen in zwei Fällen, je eine iatrogene Fissur und Fraktur, Arthrose in zwei Fälle wovon eine zusätzlich mit Malreduktion, Malreduktion in drei Fällen und in einem Fall eine Hautirritation über der Platte. Potentielle Ursachen für die einzelnen Komplikationen sind in der Diskussion erläutert.

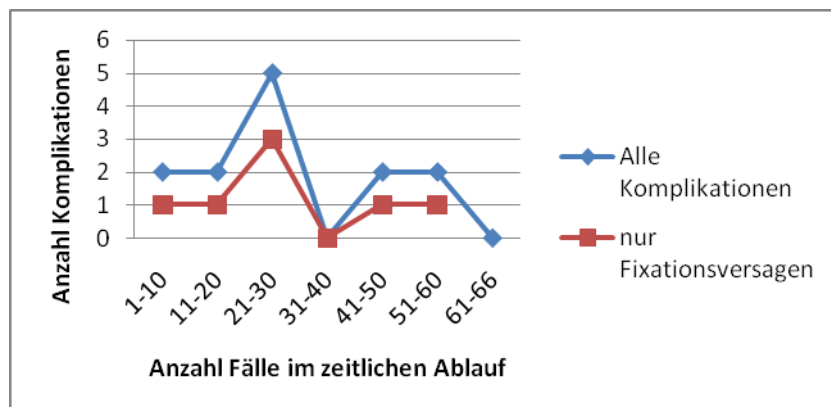
Fünf Komplikationen wurden konservativ behandelt. Diese beinhalteten Malreduktion von mehr als 10° Achsenabweichung in drei Fällen. Zwei Hunde (einer mit einer zusätzlichen Malreduktion) zeigten signifikante Arthrosebildung im Ellbogen nach distaler intraartikulären Humerusfraktur. Beide Fälle mit

signifikanter Arthrosebildung waren Revisionsoperationen. Eine iatrogene Fissur des Femur bei einer alten Katze wurde ebenfalls konservativ behandelt (Tabelle 9).

Acht Komplikationen benötigten eine Revisions- oder zweite Operation. In einem Fall trat nach 20 Monaten Beschwerdefreiheit eine Hautirritation über der Platte auf. Die Platte wurde entfernt. Eine Plattenentfernung war zusätzlich bei einer Katze mit Humerusfraktur und Ausriss der distalen Schrauben aus dem Knochen 11 Wochen postoperativ nötig. Bei einem Jack Russel Terrier musste zweimal ein Fixationsversagen mit dem UniLock System revidiert werden, bei vier weiteren Tieren war eine Revisionschirurgie nötig (3 Hunde, 1 Katze; Tabelle 9). Die sechs Revisionschirurgien bei welchen die Fraktur re-stabilisiert werden musste, erfolgten in fünf Fällen erneut mit dem UniLock System, bei einer Katze mit einer iatrogenen Fraktur 8 Tage nach der Operation wurde ein *Fixateur externe* verwendet.

6.3 Lernkurve

In der ersten Hälfte der beschriebenen Fälle von UniLock Anwendung kam es zu 9 Komplikationen. In der darauffolgenden zweiten Hälfte der Fälle wurden nur noch 4 Komplikationen beobachtet (Graphik 1). Werden nur die Komplikationen Fixationsversagen beleuchtet, so wird die Lernkurve noch deutlicher mit 5 Komplikationen in der ersten Hälfte der Studie und 2 Komplikationen in der zweiten Hälfte (Graphik 1).



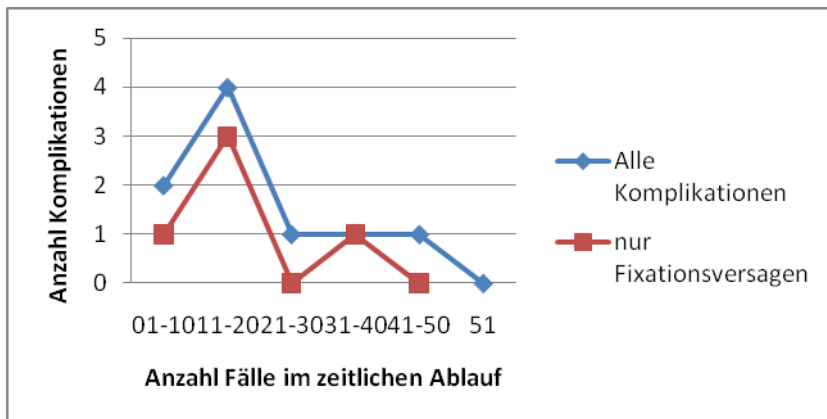
Graphik 1: Lernkurve unter Berücksichtigung aller Komplikationen (n=13) bei 66 Frakturen und nur der Komplikationen Fixationsversagen (n=7) bei 60 Frakturen.

Deutlich ist das Auftreten vieler Komplikationen in beiden Kategorien in der ersten Behandlungshälfte im Vergleich zur zweiten.

Da die Fälle insgesamt von 12 Chirurgen operiert wurden, welche aber nicht alle während der ganzen Dauer der Studie anwesend waren, wurde der Effekt der Erfahrung auf das Auftreten von Komplikationen hier noch zusätzlich anhand von vier Chirurgen ermittelt, welche von Beginn bis Ende der Studie dabei waren. Diese vier Chirurgen haben zusammen 51 Frakturen fixiert.

Hier wurde ebenfalls eine Kurve mit allen Komplikationen (n=9) und eine weitere Kurve nur unter Berücksichtigung der Komplikationen Fixationsversagen (n=5) ermittelt. Werden alle Komplikationen dieser 4 Chirurgen angeschaut, so tragen in der ersten Behandlungshälfte 7 Komplikationen auf, während in der darauffolgenden zweiten Periode gerade noch 2 Komplikationen verzeichnet wurden (Graphik 2). Unter Beleuchtung nur der Fixationsversagen dieser vier Operateure traten nur noch fünf

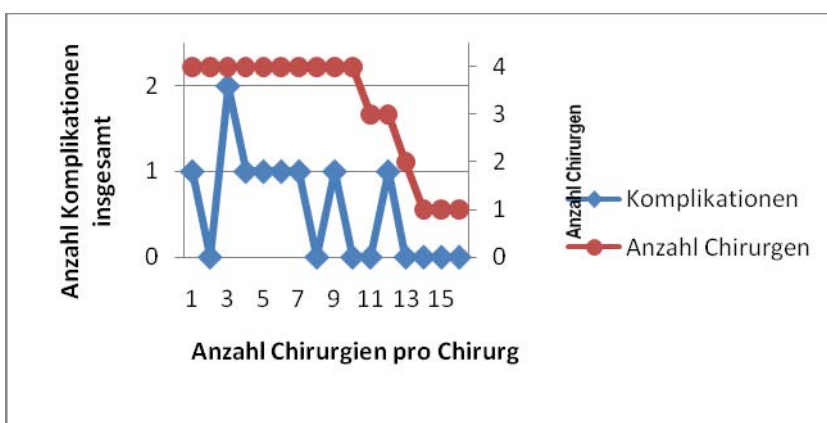
Komplikationen auf, bei 47 Frakturfixierungen. Davon wurden 4 Komplikationen in der ersten Behandlungshälfte verzeichnet und nur noch ein Fixationsversagen in der zweiten Hälfte (Graphik 2).



Graphik 2: Lernkurve von vier Chirurgen unter Berücksichtigung aller Komplikationen (n=9) bei der Fixierung von 51 Frakturen und nur der Komplikationen Fixationsversagen (n=5) bei der Fixierung von 47 Frakturen. Deutlich ist das Vorkommen vieler Komplikationen in der ersten Hälfte der behandelten Fälle im Vergleich zur zweiten Hälfte.

In der Graphik 3 und 4 werden die vier Hauptchirurgen weiter beleuchtet. Die Anzahl Komplikationen werden hier nicht nach dem zeitlichen Ablauf geordnet, sondern nach der Anzahl Chirurgien der einzelnen Operateure. Damit kann objektiv verglichen werden ob ein Chirurg eher bei seinen ersten Versuchen mit dem neuen System oder auch nach mehrmaliger Anwendung Komplikationen generierte. Die genauen Daten, bei welchem Chirurgen wann Komplikationen auftraten, sind in Tabelle 3 zusammengefasst. Da nicht jeder dieser vier Chirurgen gleich viele Frakturen fixierte, ist die Anzahl Chirurgen ebenfalls mittels Kurven in den Graphiken dargestellt.

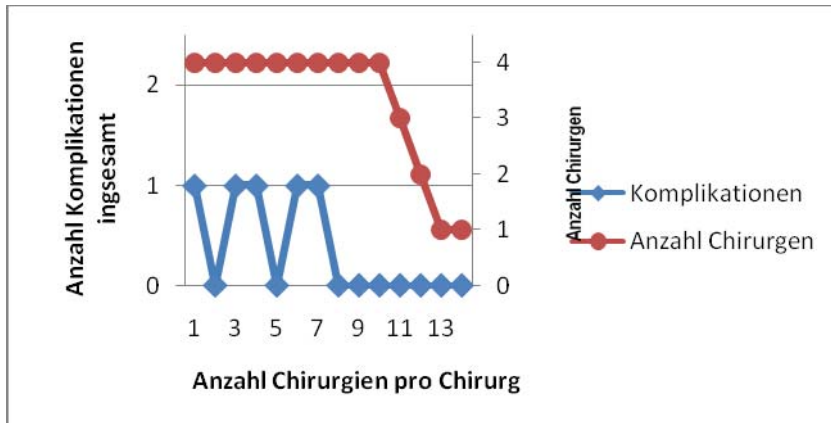
Die meisten (n=7) der neun Komplikationen traten bei den vier Chirurgen in ihren ersten sieben Chirurgien auf. Ab der achten Chirurgie traten nur noch zwei Komplikationen beim Operateur mit den meisten Chirurgien auf (Graphik 3, Tabelle 3). Ein Chirurg verzeichnete keine Komplikationen (Tabelle 3).



Graphik 3: Lernkurve von vier Chirurgen unter Berücksichtigung aller ihrer Komplikationen (n=9) bei der Fixierung von 51 Frakturen. Es ist deutlich erkennbar, dass in der ersten Hälfte der Anwendungsphase mehr Komplikationen auftraten als in der zweiten.

Wenn nur noch die Komplikationen Fixationsversagen (n=5) angeschaut werden, so sieht man einen eindeutigen Kurvenverlauf, welcher einen deutlichen Rückgang von Fixationsversagen dokumentiert (Graphik 4, Tabelle 3).

Beim Deuten der Graphiken 3 und 4 ist darauf zu achten, dass die Kurven der Komplikationen bis 16 beziehungsweise 14 Fällen reichen, jedoch nicht alle Chirurgen gleich viele Frakturen fixierten. Daher müssen die Kurven der Komplikationen in engem Zusammenhang mit der Kurve der Anzahl Chirurgen gelesen werden.



Graphik 4: Lernkurve von vier Chirurgen nur unter Berücksichtigung der Komplikationen Fixationsversagen (n=5) bei der Fixierung von 47 Frakturen. Es ist deutlich erkennbar, dass nur in der ersten Hälfte der Anwendungsphase Komplikationen auftraten.

Chirurg	Alle Komplikationen			Nur Fixationsversagen		
	Fälle	Kompli	OP-Reihenfolge	Fälle	Kompli	OP-Reihenfolge
A	10	1	6.	10	1	6.
B	12	0	-	12	0	-
C	13	4	1./3./5./7.	11	2	1./7.
D	16	4	3./4./9./12.	14	2	3./4.

Tabelle 3: Datenauflistung von vier Chirurgen (A-D), deren Anzahl Frakturbehandlungen, ihrer Komplikationen und der Zeitpunkt des Komplikationsauftretens.

6.4 Statistische Auswertung

Insgesamt zeigten nur drei der evaluierten Parameter einen signifikanten Einfluss auf das Entstehen von Komplikationen. Humerusfrakturen hatten eine grössere Wahrscheinlichkeit, eine Komplikation zu haben, als andere Knochen (Tabelle 11, Graphik 5). Dünnere Schrauben hatten im Verhältnis zur Knochendicke eine grössere Wahrscheinlichkeit eine Komplikation zu verursachen als dickere Schrauben, wenn nur eine Platte verwendet wurde (Graphik 8). Beim Verwenden von nur einer Platte unter der Beleuchtung nur des Fragmentes mit der kleineren Anzahl verwendeter Schrauben traten signifikant mehr Komplikationen beim Gebrauch von mehr Schrauben auf als beim inserieren von weniger Schrauben (Graphik 7). Weiter wurden einige Tendenzen beobachtet (siehe Tabelle 11).

Folgende Parameter zeigten keinen Einfluss auf das Auftreten von Komplikationen: Hund oder Katze, Geschlecht, Frakturlokalisierung, Frakturtyp, zusätzliches Vorhandensein einer weiteren verletzten Gliedmasse, Revisionsoperation ja/nein, Anzahl Platten, Verhältnis Platten- zu Knochenlänge, Anzahl der insgesamt erfassten Kortizes, Anzahl der mit den Schrauben erfassten

Kortizes im kurzen Hauptfragment, Vorhandensein nicht-verriegelter Schrauben, freie Löcher zwischen den fraktur-nahen Schrauben, Länge des kürzesten Knochenfragmentes und das zusätzliche Verwenden von intramedullären Nägeln, Kirschner Drähten oder Zugschrauben.

Im Folgenden sind die statistischen Resultate innerhalb der einzelnen Gruppen genauer beschrieben.

Gruppe 1. Auf das Auftreten von Komplikationen im Allgemeinen waren nur Tendenzen festzustellen. Ältere Tiere (im Durchschnitt 52.3 Monate) neigten eher zu Komplikationen als jüngere Tiere (im Durchschnitt 32.6 Monate; $p=0.1166$). Tiere mit grösserem Körpergewicht (im Durchschnitt 5.87kg) hatten eine Tendenz mehr Komplikationen zu haben, als leichtere Tiere (im Durchschnitt 4.81kg; $p=0.1581$). Der Humerus war tendenziell häufiger von Komplikationen betroffen als einer der anderen langen Röhrenknochen ($p=0.0710$; Graphik 5). Die Plattendicken 2.4mm und M 2.0mm generierten tendenziell mehr Komplikationen als die anderen verwendbaren Grössen ($p=0.0665$).

Gruppe 2: Beim Betrachten des Auftretens von Fixationsversagen bei allen Fällen (Einfach- und Doppelverplattung) war der Humerus signifikant häufiger von Komplikationen betroffen als die anderen Röhrenknochen ($p=0.0258$; Graphik 5).

Gruppe 3: In der Gruppe Fixationsversagen mit nur einer Platte war auch eine Tendenz zu einer erhöhten Komplikationsrate bei Humerusfrakturen festzustellen ($p=0.0861$; Graphik 5). Die Plattendicke 2.4mm neigte eher zu Komplikationen als andere Platten ($p=0.1742$). Dünnere Schrauben im Verhältnis zum Knochen verursachten signifikant häufiger Fixationsversagen als dickere Schrauben ($p=0.0281$; Graphik 8). Das durchschnittliche Verhältnis der Schraubendicke zum Knochendurchmesser in Schraubenrichtung betrug 27.1% bei den Fällen mit Fixationsversagen und 32.0% bei denen ohne Fixationsversagen. Zusätzlich hatten Fälle bei denen insgesamt mehr Schrauben verwendet wurden, eine Tendenz häufiger Fixationsversagen zu haben, als Fälle bei denen weniger Schrauben verwendet wurden ($p=0.1360$; Graphik 6). Bei Patienten ohne Komplikationen wurden durchschnittlich 6.08 Schrauben verwendet, während bei Patienten mit Fixationsversagen durchschnittlich 6.83 Schrauben implantiert wurden. Wenn nur die Anzahl Schrauben im Fragment mit der kleineren Anzahl verwendeter Schrauben betrachtet wurde, so traten Fixationsversagen bei mehr verwendeten Schrauben signifikant häufiger auf als bei einer geringeren Anzahl Schrauben ($p=0.0318$). Bei Patienten ohne Komplikation wurden durchschnittlich 2.61 Schrauben gebraucht, bei Patienten mit Fixationsversagen wurden durchschnittlich 3.17 Schrauben inseriert (Graphik 7).

Humerus	Lokalisation	Frakturtyp	Hund	Katze	Komplikationen
Primäre Fixation	Diaphyse	Einfach quer/kurz schräg		n=3	n=1 (Iatrogene Fraktur)
		Einfach lang/schräg	n=1	n=1	n=1 (Ausriss)
		Trümmer, grosser Knochenverlust		n=3	n=1 (Ausriss)
	Metaphyse	Einfach lang/schräg	n=1		
	Gelenk	Einfach lang/schräg	n=1		n=1 (Plattenbruch)
		Mehrfragment reduzierbar		n=1	
		Trümmer, grosser Knochenverlust		n=2	
Revision	Diaphyse	Einfach lang/schräg	n=2		n=1 (Schraubenbruch)
	Gelenk	Einfach lang/schräg	n=2		n=1 (Arthrose)
		Mehrfragment reduzierbar		n=1	n=1 (Malreduktion mit Arthrose)
Insgesamt			n=7	n=11	n=7

Tabelle 4: Übersicht der Frakturen mit Lokalisation, Frakturtypen und Komplikationen bei Hund und Katze

Radius/Ulna	Lokalisation	Frakturtyp	Hund	Katze	Komplikationen
Primäre Fixation	Diaphyse	Einfach quer/kurz schräg	n=6	n=1	n=2 (zweimal Malreduktion)
		Einfach lang/schräg	n=1		
		Mehrfragment reduzierbar		n=1	
	Metaphyse	Einfach lang/schräg	n=1		n=1 (Hautirritation)
Revision	Diaphyse	Einfach quer/kurz schräg	n=3		
		Trümmer, grosser Knochenverlust		n=1	
		Pseudarthrose	n=2	n=1	
	Metaphyse	Pseudarthrose	n=1		
Insgesamt			n=14	n=4	n=3

Tabelle 5: Übersicht der Frakturen mit Lokalisation, Frakturtypen und Komplikationen bei Hund und Katze

Femur	Lokalisation	Frakturtyp	Hund	Katze	Komplikationen
Primäre Fixation	Diaphyse	Einfach quer/kurz schräg	n=2	n=3	n=1 (Plattenbruch mit schlechter Reduktion)
		Einfach lang/schräg	n=1		
		Mehrfragment reduzierbar		n=1	
		Trümmer, grosser Knochenverlust	n=2	n=2	n=2 (Iatrogene Fissur; Malreduktion)
	Metaphyse	Trümmer, grosser Knochenverlust		n=2	
	Gelenk	Trümmer, grosser Knochenverlust		n=1	
Revision	Diaphyse	Einfach quer/kurz schräg	n=1		
		Pseudarthrose	n=1	n=1	
	Metaphyse	Mehrfragment reduzierbar	n=1		
		Trümmer, grosser Knochenverlust	n=1	n=1	
Insgesamt			n=9	n=11	n=3

Tabelle 6: Übersicht der Frakturen mit Lokalisation, Frakturtypen und Komplikationen bei Hund und Katze

Tibia	Lokalisation	Frakturtyp	Hund	Katze	Komplikationen
Primäre Fixation	Diaphyse	Einfach quer/kurz schräg	n=1	n=1	
		Einfach lang/schräg	n=1		
		Trümmer, grosser Knochenverlust		n=2	
	Metaphyse	Mehrfragment reduzierbar		n=1	
		Trümmer, grosser Knochenverlust	n=1		
Revision	Diaphyse	Trümmer, grosser Knochenverlust		n=1	
		Pseudarthrose	n=1	n=1	
insgesamt			n=4	n=6	n=0

Tabelle 7: Übersicht der Frakturen mit Lokalisation, Frakturtypen und Komplikationen bei Hund und Katze.

Tier	Alter (Monate)	Geschlecht	Gewicht (kg)	Fx-Lokalisation	Fx-Typ	Komplikation	1. Behandlung	Revision mit	Knochen
Hund	5	Männlich	2.4	Diaphyse	1	Nein	Fix Ext Typ 1a	UniLock M	Radius/Ulna
Hund	16	Männlich	2.8	Diaphyse	1	Nein	Fix Ext Typ 1a	UniLock M	Radius/Ulna
Hund	44	Männlich-kastriert	3.2	Diaphyse	5	Nein	Fix Ext Typ 1a	UniLock L	Radius/Ulna
Katze	89	Weiblich-kastriert	3.7	Diaphyse	5	Nein	Fix Ext Typ 1a + IMN	UniLock X	Tibia
Hund	8	Männlich	4.6	Diaphyse	2	Ja	UniLock X	UniLock X	Humerus
Hund	9	Männlich	4.6	Diaphyse	2	Nein	UniLock X	UniLock X	Humerus
Katze	24	Männlich-kastriert	6.3	Diaphyse	4	Nein	Fix Ext Typ 2	UniLock X	Tibia
Katze	24	Männlich-kastriert	3.7	Diaphyse	5	Nein	Fix Ext Typ 1a	UniLock L	Radius/Ulna
Katze	62	Männlich-kastriert	5.7	Gelenksbeteiligung	3	Ja	Zugschraube + 2 Pins	UniLock X	Humerus
Katze	11	Weiblich-kastriert	4.2	Diaphyse	4	Nein	VCP	UniLock M	Radius/Ulna
Hund	5	Männlich	2.1	Metaphyse	1	Nein	Kreuzspickung + 1 Pin quer	UniLock M	Femur
Katze	14	Männlich	4	Diaphyse	5	Nein	Fix Ext Typ 1a + Tie-in	UniLock X	Femur
Hund	19	Männlich	9.8	Gelenksbeteiligung	2	Nein	Zugschraube + 2 Pins	UniLock L + L	Humerus
Hund	12	Männlich	6.5	Diaphyse	1	Nein	UniLock M	UniLock M + M	Femur
Katze	10	Männlich-kastriert	5.2	Metaphyse	4	Nein	Kreuzspickung	UniLock M + L	Femur
Hund	57	Männlich	3.2	Diaphyse	5	Nein	Konservativ	UniLock M + M	Radius/Ulna
Hund	5	Männlich	2.1	Metaphyse	4	Nein	Kreuzspickung	UniLock M + M	Femur
Hund	15	Weiblich	9.6	Diaphyse	1	Nein	Korrektive Osteotomie	UniLock X + L	Radius/Ulna
Hund	15	Weiblich	7.1	Diaphyse	5	Nein	IMN	UniLock X + L	Femur
Hund	36	Weiblich-kastriert	7	Gelenksbeteiligung	2	Ja	DCP	UniLock M + M	Humerus
Hund	12	Weiblich	8.3	Diaphyse	5	Nein	Fix Ext Typ 1a	UniLock L + L	Tibia
Hund	12	Weiblich	8.5	Diaphyse	5	Nein	Fix Ext Typ 1a	UniLock X + L	Radius/Ulna

Tabelle 8: Revisionsoperationen mit UniLock von vorangegangenen Fixierungen. Auflistung von Frakturen, welche ursprünglich eine Erstbehandlung mit unterschiedlichen Methoden (IMN, Kreuzspickung, VCP, DCP, *Fixateur externe*, UniLock) erfahren haben und eine Revision durch UniLock benötigen. Die Klassifizierung des Frakturtyps 1 bis 5 ist im Text beschrieben.

Tier	Platte(n)	Alter (Monate)	Knochen	Lokalisation	Fx-Typ	Komplikation		Plattengrösse		Revision	Schraubendicke zu Knochendurchm.
Hund	1	8	Humerus	Diaphyse	2	IV *	Ausriss der distalen Schrauben aus dem Knochen 8 Tage post OP	2.4	X	Ja	30%
Hund	1	8	Humerus	Diaphyse	2	IV *	Schraubenbruch der Schrauben des proximalen Fragmentes am Übergang Schraubenkopfschaft	2.4	X	Ja	30%
Hund	1	72	Radius/Ulna	Metaphyse	2	A	Hautirritation über der Platte - Plattenentfernung	2.0	M	Ja	33.3%
Hund	1	60	Radius/Ulna	Diaphyse	1	A	Malreduktion → postoperative Fehlstellung 13° (Valgus)	2.0	M	Nein	33.3%
Hund	1	36	Radius/Ulna	Diaphyse	1	A	Malreduktion → postoperative Fehlstellung 10° (Valgus)			Nein	
Hund	1	12	Femur	Diaphyse	1	IV *	Plattenbruch (schlechte Reduktion → zu kleine Platte gewählt)	2.0	M	Ja	22.2%
Hund	1	36	Femur	Diaphyse	4	A	Malreduktion → postoperative Fehlstellung von 18°, Revision nach 4 Tagen → Igr. Fehlstellung von 5° (Varus)	2.4	X	Ja	30%
Katze	1	62	Humerus	Gelenksbeteiligung	3	A	Malreduktion und Arthrose	2.4	X	Nein	26.6%
Katze	1	132	Humerus	Diaphyse	1	IV	Iatrogene Fraktur 8 Tage post OP	2.4	X	Ja mit Fix Ext	26.6%
Katze	1	74	Humerus	Diaphyse	4	IV *	Ausriss der distalen Schrauben aus dem Knochen 11 Wochen post OP - Plattenentfernung	2.4	X	Ja	24%
Katze	1	126	Femur	Diaphyse	4	IV	Iatrogene Fissur	2.4	X	Nein	30%
Hund	2	18	Humerus	Gelenksbeteiligung	2	IV *	Plattenbruch	2.0	M	Ja	18.2%
Hund	2	36	Humerus	Gelenksbeteiligung	2	A	Arthrose	2.0	M	Nein	25%

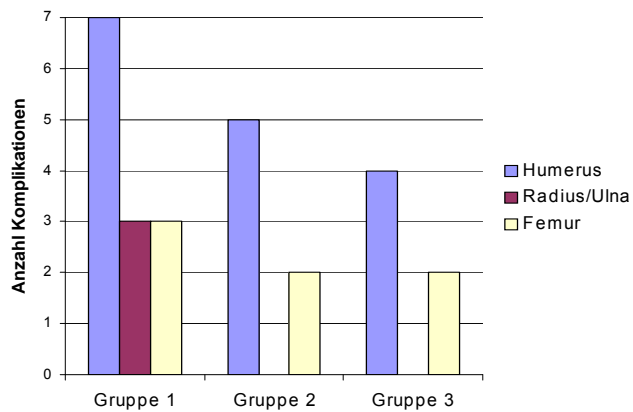
Tabelle 9: Mit UniLock Platten aufgetretenen Komplikationen (*Abbildungen in Diskussion). Die Komplikationen wurden eingeteilt in implantatbedingte (IV) (Implantatversagen von Platte und/oder Schraube, Implantatausriss und iatrogene Frakturen/Fissuren) und andere (A) (Wundheilungsstörung oder Hautnekrose, mittel- bis hochgradige Arthrose nach Gelenkfrakturen und postoperative Achsenfehlstellung von $\geq 10^\circ$ Achsenabweichung) Komplikationen.

Tier	Alter (Mo)	Gewicht (kg)	Knochen	Erste Fixierung	Pseudarthrose Klassifizierung	Knochen-transplantat	Revisionsoperation
Hund	44	3.2	Radius/Ulna	Fixateur Externe	Atrophe	ja	2.0mm L Patte
Hund	57	3.2	Radius/Ulna	Keine	Atrophe	ja	Zwei 2.0mm M Platten
Hund	15	7.1	Femur	IMN	Verzögerte Heilung	ja	2.4mm + 2.0mm L Platten
Hund	12	8.3	Tibia	Fixateur Externe	Atrophe	ja	Zwei 2.0mm L Platten
Hund	12	8.5	Radius/Ulna	Fixateur Externe	Hypertrophe	ja	2.4mm + 2.0mm L Platten
Katze	24	3.7	Radius/Ulna	Fixateur Externe	Atrophe	O [#]	2.0mm L Platte
Katze	14	4.0	Femur	Fixateur Externe, IMN	Atrophe	ja	2.4mm Platte
Katze	89	3.7	Tibia	Fixateur Externe, IMN	Verzögerte Heilung	nein	2.4mm Platte

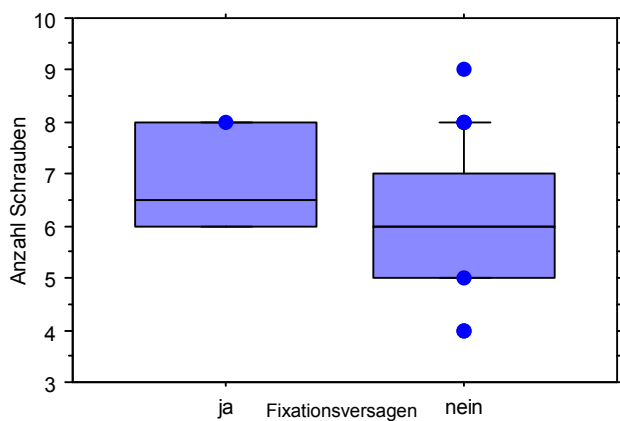
Tabelle 10: Mit UniLock revidierte Pseudarthrose (O[#] = Osteotomie)

Gruppe 1:		Gruppe 2:		Gruppe 3:	
Alle Platten Alle Komplikationen 66 Frakturen, n = 13 (7 IV, 6 A)		Alle Platten Komplikationen IV 60 Frakturen, n = 7		Nur 1 Platte Komplikationen IV 44 Frakturen, n = 6	
Tiere	p>0.2	Tiere	p>0.2	Tiere	p>0.2
Alter #	p=0.1166	Alter	p>0.2	Alter	p>0.2
Gewicht #	p=0.1581	Gewicht	p>0.2	Gewicht	p>0.2
Geschlecht	p>0.2	Geschlecht	p>0.2	Geschlecht	p>0.2
Fx-Lokalisation	p>0.2	Fx-Lokalisation	p>0.2	Fx-Lokalisation	p>0.2
Fx-Typ	p>0.2	Fx-Typ	p>0.2	Fx-Typ	p>0.2
Knochen #	p=0.0710	Knochen °	p=0.0258	Knochen #	p=0.0861
Anderes Bein	p>0.2	Anderes Bein	p>0.2	Anderes Bein	p>0.2
Revisions-OP	p>0.2	Revisions-OP	p>0.2	Revisions-OP	p>0.2
Plattendicke #	p=0.0665	Plattendicke	p>0.2	Plattendicke #	p=0.1742
Anzahl Platten	p>0.2	Anzahl Platten	p>0.2		
				Platten-/Knochenlänge	p>0.2
				Schrauben insgesamt #	p=0.1360
				Schrauben pro Fragment °	p=0.0318
				Kortizes insgesamt	p>0.2
				Kortizes pro Fragment	p>0.2
				Unlocked	p>0.2
				Freie Löcher	p>0.2
				Schraubendicke : Knochendurchm. °	p=0.0281
				Länge Kürzestes Fragment	p>0.2
				IMN	p>0.2
				Pin	p>0.2
				Zugschraube	p>0.2

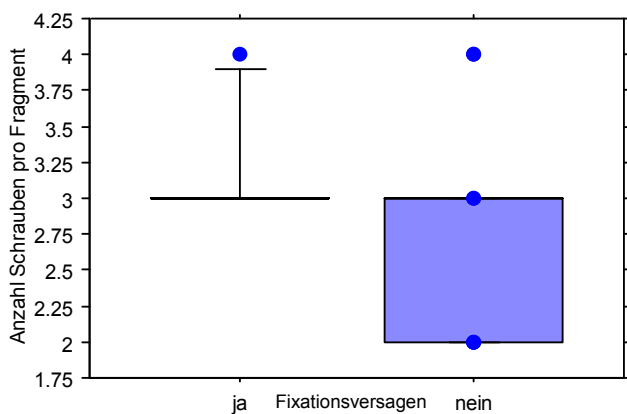
Tabelle 11: Übersicht Statistik: signifikante Werte (°), tendenzielle Werte (#). Die Komplikationen wurden eingeteilt in implantatbedingte (IV) (Implantatversagen von Platte und/oder Schraube, Implantatausriss und iatrogene Frakturen/Fissuren) und andere (A) (Wundheilungsstörung oder Hautnekrose, mittel- bis hochgradige Arthrose nach Gelenkfrakturen und postoperative Achsenfehlstellung von $\geq 10^\circ$ Achsenabweichung) Komplikationen.



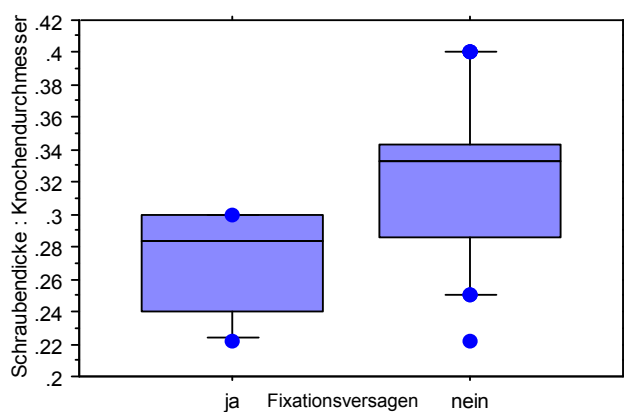
Graphik 5:
Der Humerus zeigte in allen Gruppen mit Abstand die grösste Anfälligkeit auf Komplikationen. Die Tibia genierte keine Komplikationen.



Graphik 6:
Tendenziell treten bei Tieren mit vielen verwendeten Schrauben häufiger Fixationsversagen auf als beim Gebrauch von wenigen Schrauben (Gruppe 3).



Graphik 7:
Patienten mit Fixationsversagen hatten signifikant mehr Schrauben im Hauptfragment mit kleinerer Anzahl Schrauben als Patienten ohne Komplikationen (Gruppe 3).



Graphik 8:
Fälle mit im Verhältnis zum Knochendurchmesser kleineren Schrauben hatten signifikant häufiger Fixationsversagen als Fälle mit dickeren Schrauben (Gruppe 3).

7 Diskussion

7.1 Einleitung und Zusammenfassung der Resultate

Interne Fixateure werden in der Humanmedizin seit mehreren Jahren klinisch verwendet. Indikationen und Anwendungsempfehlungen sind beschrieben worden [45, 50, 51, 68, 73]. Das Interesse an internen Fixateuren hat sich in den letzten Jahren mehr und mehr auch in der Veterinärchirurgie gezeigt [1-5, 50, 58, 62]. Beschrieben wurde deren Anwendung für die Behandlung von intertarsalen Instabilitäten [2, 4, 62] und Halswirbelsäuleninstabilitäten [2, 5, 62]. Angaben betreffend Verwendung von internen Fixateuren für Osteosynthese bei Kleintieren sind bis jetzt rar [3, 62].

Das UniLock System wird seit gut vier Jahren von ungefähr 14 verschiedenen Chirurgen an unserem Institut verwendet.

Ziele der vorliegenden retrospektiven Studie waren die Auswertung von klinischen Daten von Patienten, die eine Frakturbehandlung der langen Röhrenknochen mit UniLock erhalten haben, und das Formulieren von Anwendungsempfehlungen für dieses System. So ist zum Beispiel unklar wie viele Schrauben pro Fragment nötig sind, und ob und wie viele von diesen Schrauben monokortikal gesetzt werden können. Das UniLock System eignet sich aufgrund seiner Grösse vor allem für Frakturen der langen Röhrenknochen bei Katzen und kleineren Hunden.

Insgesamt konnten 18 Humerus-, 18 Radius/Ulna-, 20 Femur- und 10 Tibiafrakturen der Diaphyse, Metaphyse und Epiphyse in die Studie eingeschlossen werden. Das UniLock System konnte bei allen Lokalisationen und Frakturtypen angewandt werden. Ausserdem zeigte das UniLock System sich als geeignet, um Revisionschirurgien durchzuführen. Die UniLock Platten wurden entweder einzeln oder als Doppelverplattung angewandt. Auch Kombinationen mit anderen Implantaten wie Pins, Zugschrauben oder intramedulläre Nägel waren möglich.

Mögliche Komplikationen nach Osteosynthesen sind Malreduktion, Instabilität, Knochenverkürzung, Infektion (Osteomyelitis), Pseudarthrose, Fehlheilung und Fixationsversagen [74-80]. Insgesamt wurden in der vorliegenden Studie bei 13 Frakturen Komplikationen (19.7%) beobachtet. Davon waren sieben (10.6%) Fixationsversagen, und sechs (9.1%) andere, nicht implantat-abhängige Komplikationen wie Malreduktion, Arthrosebildung nach Gelenkfrakturen und Hautirritation über der Platte. Grundsätzlich zeigten von allen ausgewerteten Parametern nur wenige einen Einfluss auf das Auftreten von Komplikationen. Frakturen des Humerus hatten eine höhere Häufigkeit von Fixationsversagen als Frakturen anderer Knochen. Wenn nur eine Platte verwendet wurde, hatte die Schraubengrösse im Verhältnis zum Knochendurchmesser einen signifikanten Einfluss auf Fixationsversagen. Dünnere Schrauben verursachten häufiger Fixationsversagen als dickere Schrauben.

Daneben wurden einige Tendenzen für die Entstehung von Komplikationen beobachtet. Die Parameter Alter und Gewicht der Patienten zeigten eine Tendenz auf das Auftreten von Komplikationen irgendeiner Art. Es scheint auf den ersten Blick plausibel, dass ältere und schwerere

Tiere eher zu Komplikationen, wie Fixationsversagen und Pseudarthrose neigen als junge normalgewichtige Tiere. Allerdings zeigten das Alter und Gewicht der Tiere keinen Einfluss auf die Komplikation Fixationsversagen. So waren vor allem Komplikationen wie Malreduktion oder Arthrosebildung nach Gelenkfrakturen für die statistisch höhere Tendenz bei alten und schwereren Tieren verantwortlich. Diese Art von Komplikation ist aber eher auf nicht optimale chirurgische Präzision zurückzuführen, als auf das verwendete Implantatsystem. Die Tendenz für ältere und schwerere Tiere, eine Komplikation aufzuweisen, muss deswegen vorsichtig interpretiert werden.

Auch die Anzahl Schrauben zeigte eine Tendenz für das Auftreten von Komplikationen. Hierbei treten aber nicht wie zu erwarten wäre mehr Komplikationen bei Fällen mit wenigen Schrauben auf, sondern bei Reparationen mit vielen Schrauben. Im Schnitt wurden nur 4.2 Kortizes im kürzeren Knochenfragment erfasst, ohne dass Komplikationen auftraten. Richtlinien für konventionelle Platten Systeme liegen je nach Frakturtyp bei mindestens 6 bis 8 Kortizes pro Fragment [81, 82]. Das UniLock System ist deswegen besonders attraktiv zur Behandlung von Frakturen, bei denen wenig Platz für die Implantatfixierung zur Verfügung steht, wie dies beispielsweise bei gelenknahen Frakturen der Fall ist.

Die meisten ausgewerteten Parameter, wie der Frakturtyp, das Verhältnis Plattenlänge zur Knochenlänge oder die Anzahl leerer Plattenlöcher über dem Frakturgebiet zeigten in keiner der drei Gruppen (Tabelle 11) einen Einfluss auf das Auftreten von Komplikationen, obwohl alle diese Faktoren bekannter Weise einen Einfluss auf die Biomechanik der Frakturfixation haben. Hieraus folgt, dass das UniLock System für alle behandelten Frakturlokalisationen und -typen, eingesetzt werden kann, und dass die gewählten Implantate für die jeweiligen Frakturen adäquat waren. Das UniLock System eignet sich auch besonders gut zur Behandlung von Revisionschirurgien und von Frakturheilungsstörungen.

Spezifische Ergebnisse und Probleme bei den einzelnen Knochen und die Komplikationen, die mit dem UniLock System aufgetreten sind werden im Folgenden diskutiert. Weiter werden die Vorteile des UniLock Systems gegenüber konventionellen Platten diskutiert und Anwendungsempfehlungen formuliert.

7.2 Die einzelnen Knochen

7.2.1 Humerus

Die Häufigkeit von Humerusfrakturen liegt bei Hunden bei 7.7% und bei Katzen bei 4.4% aller Frakturen [83, 84]. Frakturen in der Humerusdiaphyse sind mit 47% gleich häufig wie Frakturen im distalen Bereich [85]. Das Ellbogengelenk ist bei distalen Humerusfrakturen häufig mitbetroffen [77, 85]. Siebzehn Prozent der Katzen und 63% der Hunde mit distalen Humerusfrakturen haben eine Gelenksbeteiligung [86]. Proximale Humerusfrakturen sind selten.

In der vorliegenden Studie teilen sich die 18 Humerusfrakturen in 10 diaphysäre (davon 5 in der distalen Diaphyse) und acht distale metaphysäre Frakturen auf. Von den acht distalen Frakturen, betrafen sieben das Ellbogengelenk. Die Häufigkeit der Gelenksfrakturen in der vorliegenden Studie ist beim Hund mit 43% im Bereich anderer Studien, jedoch bei Katzen mit 67% deutlich höher als beschrieben. Allerdings wurde das UniLock System in unserer Klinik vor allem für schwierig zu

reparierende Frakturen verwendet, so dass das beschriebene Patientenmaterial wahrscheinlich nicht die wirkliche Inzidenz der Frakturtypen widerspiegelt.

Humerusfrakturen gehören zu den am schwierigsten zu reparierenden Frakturen. Gründe hierfür sind die gekrümmten Knochenform und die Nähe von wichtigen Nerven und Blutgefäße, die beim Zugang geschont werden müssen [87]. Das Auftreten von Komplikationen ist vor allem bei distalen Humerusfrakturen beschrieben [77, 83, 86, 88]. Hierzu zählen Arthrose, Fixationsversagen, Wanderung von Pins, Fehlheilung, Nichtheilung und Infektionen [77, 88]. Reparaturen mit Platten haben eine kleinere Komplikationsrate (26%) als die Frakturstabilisierung mit Implantaten wie Pins, Schrauben und Drähten (31%) [77].

Auch in der vorliegenden Studie verursachen Humerusfrakturen mit einer Komplikationsrate von 39% am meisten Komplikationen. Dabei weisen die Katzen (27.3%) eine um die Hälfte tiefere Komplikationsrate auf als die Hunde (57.1%). Humerusfrakturen zeigten auch mit 28% (fünf von insgesamt sieben Fixationsversagen) ein signifikant höheres Risiko für Fixationsversagen als Frakturen der anderen Knochen. Bei einem 8-monatigen Jack Russel Terrier kam es zuerst zu einem Schraubenausriss, dann zu einem Schraubenbruch. Ein Plattenbruch kam ebenfalls bei einem Hund vor und eine iatrogene Fraktur und ein iatrogener Ausriss traten bei je einer Katze auf.

Gründe für die hohe Komplikationsrate bei Humerusfrakturen sind schwierig zu erklären. Einerseits fiel der Jack Russel Terrier mit einem zweimaligen Fixationsversagen bei der insgesamt relativ kleinen Anzahl von Komplikationen ins Gewicht. Ausserdem wurden viele distale Gelenkfrakturen behandelt, zum Teil als Revision einer zuvor mit anderen Implantaten durchgeführten Osteosynthese. Diese Frakturen stellen für den Chirurgen eine Herausforderung dar, da die zu fixierenden Knochenfragmente sehr klein sind und wenig Platz für die Implantatverankerung bieten. Revisionsoperationen sind grundsätzlich als schwieriger behandelbar zu betrachten als Ersteingriffe. Zwei Komplikationen betrafen eine Arthrosebildung im Ellbogengelenk. Beide Fälle wurden mit dem UniLock System revidiert. Diese Komplikationen können nicht vollumfänglich dem UniLock System angelastet werden, da bereits die Erstversorgungen einen Teil zum späteren Resultat beigetragen haben.

Normale Gliedmassenfunktionen werden in der Literatur in 56% bis 100% der Fälle erreicht [77, 88-90]. Eine Knochenheilung und normale Gliedmassenfunktion wurden in der vorliegenden Studie bei 84.6% Patienten erreicht. Die zwei Fälle mit Arthrosebildung im Ellbogen hatten eine verbleibende Lahmheit.

7.2.2 Radius/Ulna

Ungefähr 18% aller Frakturen bei Hund und Katze betreffen den vorderen Unterarm [83, 91]. Normalerweise frakturieren sowohl Radius, wie auch Ulna. sie können aber auch einzeln brechen [92]. Da diese Knochen nur begrenzt von Weichteilen umgeben sind, ist hier ein erhöhter Prozentsatz an

offenen Frakturen auszumachen [93]. Eine zusätzliche anatomische Besonderheit bei kleinwüchsigen Hunderassen ist die verminderte Gefässdichte im distalen diaphysären-metaphysären Übergangsbereich im Vergleich zu grossen Hunderassen [29]. Daraus leitet sich eine schlechtere Knochenheilung mit einer grösseren Häufigkeit von Frakturheilungsstörungen ab (verzögerte Heilung und Nichtheilung) [29]. In einer Studie betrafen 60% der untersuchten Pseudarthrosen bei Hunden Frakturen von Radius und Ulna im distalen Bereich [94]. In einer Studie mit feline Pseudarthrosen entwickelten 8.8% der Frakturen dieser Knochengruppe eine Pseudarthrose [95]. Der *Fixateur externe* wird von verschiedenen Autoren aufgrund der Schonung von Knochen- und Weichteilgewebevitalität als gutes System zur Verhinderung oder Heilung von Pseudarthrosen bezeichnet [95-97].

In der vorliegenden Studie wurden 16 diaphysäre (davon 12 distale) und zwei metaphysäre Radius/Ulna-Frakturen ohne Gelenksbeteiligung behandelt. Hiervon waren acht Revisionsoperationen, vier davon Pseudarthrosen. Alle Frakturen heilten komplikationslos ab. Pseudarthrosen wurden nicht beobachtet. Auch die vier bereits bestehenden Pseudarthrosen konnten zur Heilung gebracht werden. Eine dieser Pseudarthrosen bei einem Pudel bestand bereits seit neun Monaten. Das UniLock System scheint somit mit seinem Wirkungsprinzip die Möglichkeit der stabilen internen Fixierung von Frakturgebieten mit wenig Beeinträchtigung der Knochen- und Weichteilgewebevitalität zu bieten, und scheint ein ideales Implantat für die Behandlung von distalen Radiusfrakturen.

Komplikationen traten selten auf. Bei einem Hund entwickelte sich eine Hautirritation 20 Monate post operationem über dem distalen Teil des Implantats. Die Platte wurde entfernt. Zwei weitere Hunde wiesen nach der Operation eine röntgenologische Fehlstellung von 10 beziehungsweise 13 Grad Valgus auf. Sie zeigten jedoch keine Einschränkung in ihrer Gliedmassenfunktion.

7.2.3 Femur

Femurfrakturen sind mit 20 bis 25% [98, 99] die bei Hund und Katze am häufigsten auftretenden Knochenbrüche. Mit 45% bei den langen Röhrenknochen ist die Frakturrate beim Femurknochen mehr als das Doppelte der anderen Knochen [92]. Im Gegensatz zu den Physisfrakturen – 37% aller in diesem Bereich vorkommenden Frakturen aller Hundeknochen – sind Gelenksfrakturen selten [98, 100]. Mit 14 diaphysären und 6 distalen (davon eine mit Gelenksbeteiligung) Femurfrakturen ist der Femur auch der von uns am häufigsten (30.3%) mit UniLock behandelte Knochen. Sechs Behandlungen waren Revisionsoperationen, wovon zwei Pseudarthrosen (1 Katze, 1 Hund) betrafen.

Komplikationen nach diaphysären Femurfrakturen werden im allgemeinen relativ selten beobachtet [74, 101, 102]. Potentielle Komplikationen beinhalten Pseudarthrosen und Osteomyelitis [98]. Weiter treten Infektionen, Fehlheilung, neurologische Defizite, Quadrizeps-Kontrakturen und Implantatbrüche auf [83, 103]. In einer Studie wurde eine allgemeine Komplikationsrate von 29% nachgewiesen, während bei alleiniger Betrachtung von Reparaturen mit Platten nur gerade 11% auftraten [78]. Distale

Femurfrakturen scheinen eine höhere Komplikationsrate zu haben, so wurde bei distalen Femurphyphenfrakturen sogar bis zu 50% kleinere oder grössere Komplikationen beschrieben [74].

In der vorliegenden Studie sind drei Komplikationen (15%) aufgetreten. Diese beinhalteten einen Plattenbruch, eine iatrogene Fissur und eine Fehlstellung von mehr als 10° Achsenabweichung. Der Plattenbruch kam durch eine zu gering gewählte Plattendicke und einer gleichzeitigen inadäquaten Reduktion ohne Abstützung der Fraktarenden zu Stande. Die Revision wurde mit 2 Platten der selben Dicke vorgenommen. Eine iatrogene Fissur entstand bei einer zehneinhalb Jahre alten Katze. Diese wurde konservativ behandelt. Bei einem Hund mit einer suprakondylären Fraktur entstand durch Malreduktion eine Fehlstellung von 18 Grad. Aus der vier Tage später vorgenommenen Revision resultierte eine minimale Malreduktion von 5 Grad. Insgesamt scheint das UniLock System bei richtiger Anwendung ein für den Femur geeignetes Implantat zu sein.

7.2.4 Tibia

Ungefähr 20% aller Frakturen betreffen die Tibia [83, 84, 92, 104]. Diaphysären Frakturen sind mit 75 bis 81% dominierend [92]. Die Tibia ist ein aufgrund ihrer geraden knöchernen Struktur für die Behandlung mit Platten gut geeignet. In der vorliegenden Studie wurden acht diaphysäre und zwei distale Frakturen ohne Gelenksbeteiligung behandelt (bei 4 Hunden und 6 Katzen). Davon waren drei Operationen Revisionen, zwei davon zur Behandlung von Pseudarthrosen (ein Hund und eine Katze). Es traten keine Komplikationen auf.

Tibiafrakturen sind aus anatomischen Gründen (wenig Gewebe, Muskeln über dem Knochen) nach Traumas mit resultierender verringerten extraossären Blutversorgung einem erhöhten Risiko eine Pseudarthrose zu entwickeln ausgesetzt [30, 31]. Vor allem Katzen scheinen für die Entstehung von Pseudarthrosen in der Tibia prädisponiert zu sein. In einer Studie mit 422 Frakturen bei Katzen traten bei über 15% der behandelten Tibiafrakturen Pseudarthrosen auf [95]. Die Häufigkeit von Pseudarthrosen nach Tibiafrakturen betrug 2.3 bis 4.1% bei Hunden und Katzen. [79, 105].

Mit dem UniLock System sind keine Pseudarthrosen aufgetreten und die zwei mit UniLock revidierten Pseudarthrosen heilten problemlos ab. Somit hat sich das UniLock System als geeignetes System für die Behandlung von Tibiafrakturen erwiesen. Aufgrund des begrenzten Weichteilmantels um die Tibia kann bei kleineren Tieren bei der Benützung von 2.4mm Platten der Hautverschluss problematisch sein, zumal die Platten nicht direkt dem Knochen aufliegen und somit zusätzlich Platz beansprucht wird. Ein spannungsfreier Wundverschluss und die Vermeidung von zu engen postoperativen Verbänden sind in solchen Fällen wichtig, um Nahtdehissenzen oder Hautnekrosen zu verhindern.

7.3 Behandlung von Frakturheilungsstörungen

In der Literatur werden zur Behandlung von Frakturheilungsstörungen Platten [34, 94, 106] und *Fixateur externe* [34, 96] als gute Revisionsmethoden für die Behandlung von

Frakturheilungsstörungen angegeben. Die Hauptvoraussetzung ist einfach eine ausreichende durch das Implantat hergestellte Stabilität des Frakturgebietes und eine adäquate Vaskularisation des Frakturgebietes. Knochentransplantat wird zusätzlich eingesetzt, um die Knochenheilung anzuregen. Platten werden einem *Fixateur externe* generell bevorzugt, da sie eine gute Stabilität hervorrufen, jedoch kann bei der Plattenosteosynthese die Blutversorgung weiter geschädigt werden. Der *Fixateur externe* hat den Vorteil des minimal invasiven Vorgehens mit Erhaltung der lokalen Blutversorgung, aber eine intensivere Nachbehandlung des Patienten ist erforderlich. Ebenfalls kann weniger Kompression auf die Frakturrenden ausgeübt werden und die Verwendung des *Fixateur externe* ist bei gewissen Knochen (Humerus, Femur) limitiert [103].

Der *Fixateur interne* kombiniert die Vorteile der stabilen internen Fixation mit gleichzeitiger Erhaltung der lokalen Blutversorgung, und sollte sich demnach selber gut für die Behandlung von Pseudarthrose eignen. Bis anhin gibt es aber in der Veterinärmedizin keine Literaturangaben. Alle in der Studie revidierten Pseudarthrosen konnten mit dem UniLock erfolgreich behandelt werden. Ebenfalls traten in der vorliegenden Studie keine durch UniLock verursachte Pseudarthrosen auf. Somit hat sich dieses System als geeignet erwiesen um Pseudarthrosen zu therapieren und um dieselben gar nicht erst entstehen zu lassen. Ein Teil der Pseudarthrosen wurde mittels Doppelverplattung stabilisiert, was aufgrund der Möglichkeit für monokortikale Schrauben gut möglich war. Zwei Beispiele sind in den Abbildungen 9 und 10 dargestellt.

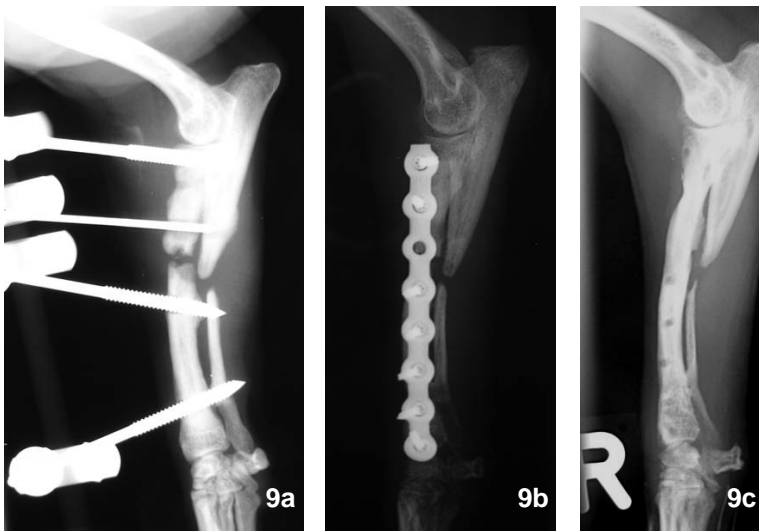


Abb. 9 a-c. Eine avaskuläre Pseudarthrose bei einem 44 Monate alten Hund, 8 Wochen nach initialer Frakturbehandlung mit einem *Fixateur externe* (a). Die Frakturrenden wurden aufgefrischt, ein Spongiosagraft eingesetzt, und der Radius mit einer medial applizierten 2.0mm UniLock Platte stabilisiert (b). Die Fraktur war nach 8 Wochen komplikationslos verheilt (c). Der Fall ist Teil unserer Studie.

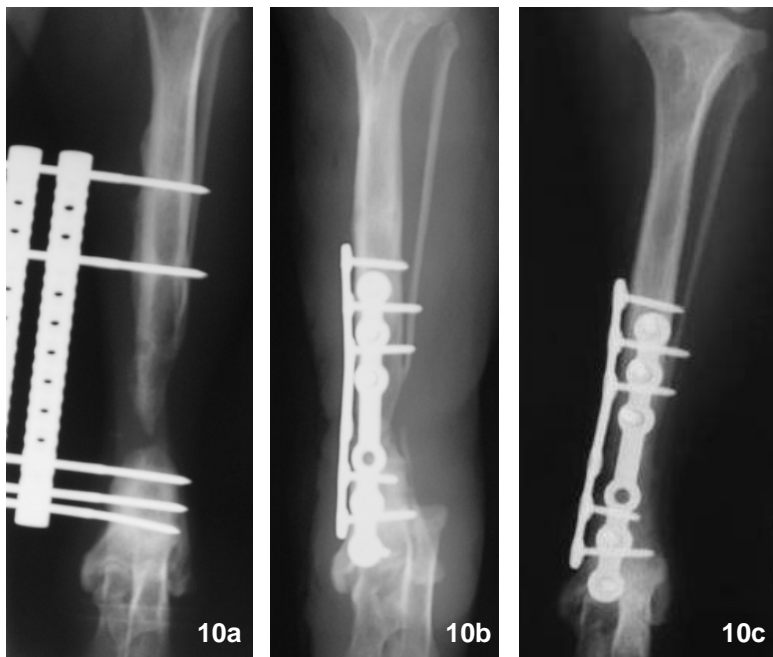


Abb. 10 a-c: Eine avaskuläre Pseudarthrose der distalen Tibia bei einem 12 Monate alten Hund, 12 Wochen nach initialer Frakturbehandlung (a). Die Frakturenenden wurden osteotomiert, Spongiosagraft wurde eingebracht, und die Stabilisation erfolgte mit 2 senkrecht zueinander applizierten 2.0mm Unilock Platten (b). Heilung nach 6 Monaten (c). Der Fall ist Teil unserer Studie.

7.4 Klinische Evaluation der Komplikationen

7.4.1 Plattenbruch

Die Inzidenz von Plattenbrüchen ist abhängig von der Stärke und Steifheit der verwendeten Platten, und von der Funktion der applizierten Platte (Kompressionsplatte, Neutralisationsplatte, Abstützplatte). In der Literatur wird eine Häufigkeit von Plattenbruchraten bei verschiedenen konventionellen Systemen von 0-13.6% beschrieben [76, 90, 106-109]. In einer retrospektiven Studie aus der Humanmedizin lag die Plattenbruchrate nach Mandibularrekonstruktionen mit verschiedenen internen Fixateuren zwischen 2 und 8.8% [68], wobei das UniLock System die untere Grenze markiert. In der vorliegenden Studie bestätigte sich das tiefe Bruchrisiko von UniLock mit 3% (2 Fälle). Bei konventionellen Plattensystemen entstehen Plattenbrüche oft im Bereich freigelassener Schraubenlöcher [6, 110] und im Bereich der Kombilöcher der LCP [66]. Die Präsenz und Anzahl freier Löcher zwischen den frakturnahen Schrauben erwiesen sich beim UniLock System als unproblematisch. Beide Plattenbrüche ereigneten sich in Platten, bei welchen alle Löcher mit Schrauben besetzt waren, und sich eher auf die Wahl der Plattengröße und auf technische Fehler zurückzuführen.

Bei einem Hund (6.5kg, 12 Monate) wurde eine suprakondyläre Femurfraktur mit einer lateralen 6-Loch M 2.0mm Platte fixiert. Die Frakturdeposition war ohne Abstützung der Frakturenenden ungenügend (Abb. 11 a+b). In der Folge brach die Platte über dem Frakturspalt (Abb. 11 c+d) und wurde mit 2 Platten der Größe M 2.0mm (6-Loch und 4-Loch) revidiert (Abb. 11 e+f). Die Revision brachte eine ausreichende Stabilisation des Frakturgebietes (Abb. 11 e+f). In Anbetracht des Gewichtes dieses Rüden hätte sicher initial eine 2.4mm Platte verwendet werden sollen, insbesondere wegen der fehlenden Abstützung der Frakturenenden nach der Reduktion.

Bei einem anderen Hund (9.8kg, 18 Monate), wurde eine interkondyläre T-Fraktur des distalen Humerus mittels einer 6-Loch M 2.0mm und 2-Loch L 2.0mm Platte fixiert. Zusätzlich wurde der interkondyläre Frakturanteil mit einer Zugschraube und einem Pin unter Kompression stabilisiert. Auch in diesem Fall wurde eine nur ungenügende Reduktion des suprakondylären Anteils mit fehlender Abstützung der Knochenenden erreicht. Auch hier brach die 6-Loch Platte über dem Frakturspalt. Die Platte wurde ersetzt und die Fraktur zusätzlich mit einer Kreuzspickung stabilisiert.

Die beiden einzigen Plattenbrüche dieser Studie sind somit bei zwei Hunden (6.5kg und 9.8kg) mit den M 2.0mm Platten vorgekommen. Das heisst wahrscheinlich, dass die Platten unter Berücksichtigung des Körpergewichts zu schwach gewählt worden waren. Auch war in beiden Fällen die Reduktion nicht anatomisch, und die Platten wurden somit in Überbrückungsfunktion angebracht. Ähnliche Frakturen mit anatomischer Reduktion der Frakturenden wurden bei anderen Patienten erfolgreich mit dieser Plattengrösse repariert. Die statistische Tendenz, dass M 2.0mm Platten und 2.4mm Platten eine höhere Komplikationsrate aufwiesen, ist schwierig zu erklären, da andere Komplikationen als Platten- oder Schraubenbrüche nicht unbedingt mit der Plattengrösse zusammenhängen. So können zum Beispiel Ausrisse der Schrauben oder iatrogene Frakturen/Fissuren nur bedingt auf Grund der Schraubengrössen mit den Plattendicken in Zusammenhang gebracht werden.



Abb. 11 a-f: Erste Operation: Schlechte Frakturreduktion mit fehlender Abstützung (a, b) der Frakturenden führte nach 3 Wochen zum Bruch der eher klein gewählten Platte. Fixationsversagen (c, d); (e, f) nach Revision. Die Malreduktion wurde belassen, da bereits eine fibrotische Heilung und keine Patellarluxation vorhanden waren. Der Fall ist Teil unserer Studie.

7.4.2 Schraubenbruch

Generelle Empfehlungen für die Wahl der Schraubendicke ist bei konventionellen Plattensystemen, dass deren Durchmesser 40% des Knochendurchmessers nicht übersteigen sollte, da sonst eine sich möglicherweise auf die Knochenheilung negativ auswirkende endostale Vaskularitätsstörung ausgelöst werden kann, oder iatrogene Frakturen entstehen können [50]. Diese Empfehlungen wurden in der vorliegenden Studie eingehalten, obwohl es durchaus denkbar ist, dass bei monokortikaler Anwendung dickere Schrauben verwendet werden können.

Dünnere (durchschnittlich 27.1% des Knochendurchmessers) Schrauben verursachten in der vorliegenden Studie signifikant mehr Probleme als dickere Schrauben (durchschnittlich 32.0% des Knochendurchmessers). Allerdings kam es nur einmal zu einem Schraubenbruch bei einem Hund, wo

2.4mm Schrauben eingesetzt wurden. Wahrscheinlich hatten auch die beiden oben erwähnten Fälle mit Plattenbruch auch einen Einfluss auf dieses statistische Resultat, aber dass hier wohl eher eine zu klein gewählte Platte, mit den entsprechend kleineren Schrauben, verwendet wurde. Trotzdem empfehlen wir eher dickere Schrauben zu verwenden, wenn es der Knochendurchmesser zulässt. Interessanterweise kam es bei Fällen mit mehr Schrauben eher zu Fixationsversagen als bei Fällen mit weniger Schrauben. Dies bestätigt, dass mit dem UniLock System tendenziell weniger Schrauben verwendet werden sollen als bei konventionellen Plattensystemen.

In einer experimentellen Studie in der vier verschiedene Fixateur interne Systeme getestet wurden, war das UniLock System das einzige, bei welchem Schraubenbrüche (5/112) auftraten [73]. In einer anderen Studie wurde das UniLock System aber wegen seiner hohen Implantatstabilität als Bestes der in dieser Studie angeschauten Systeme für humane Manibularchirurgien empfohlen [111].

Der einzige Fall, wo in der vorliegenden Studie ein Schraubenbruch zustande kam, war ein 8 Monate alter, aktiver (4.6kg) Jack Russel Terrier mit einer diaphysären Humerusfraktur (Abb. 12a-c). Die Fraktur wurde mit einer 2.4mm UniLock Platte mit 2.4mm Schrauben repariert. Ein Monat nach der Frakturversorgung kam es zum Bruch der drei im proximalen Fragment verwendeten Schrauben (Abb. 12 a). Das 2.4mm UniLock System erlaubt auch die Verwendung von dickeren 3.0mm Schrauben. Aufgrund des Knochendurchmessers und der Aktivität dieses jungen Hundes hätten sicher 3.0mm Schrauben verwendet werden sollen (Abb.12 b+c).

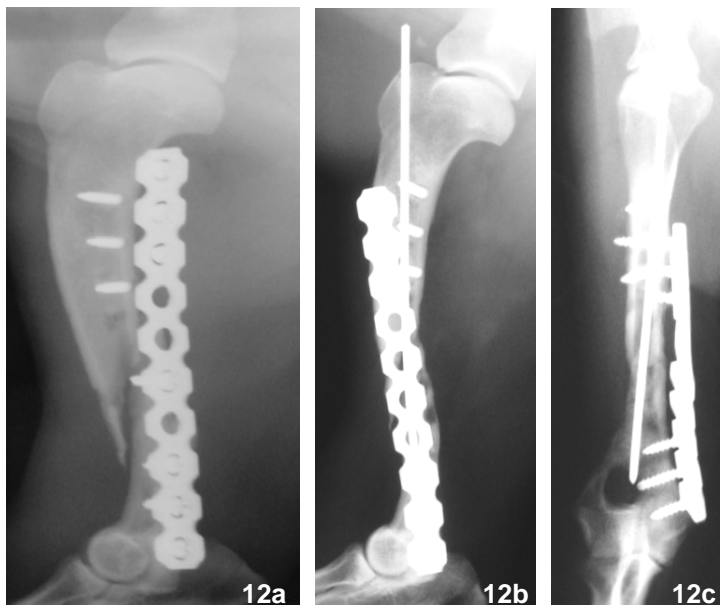


Abb. 12 a-c: Schraubenbruch. (a) 2.4mm Schrauben wurden verwendet, adäquater sind die in der Revision (b+c) verwendeten 3.0mm Schrauben. Der Fall ist Teil unserer Studie.

7.4.3 Schraubenlockerung und Schraubenausriss

Schraubenlockerungen treten bei *Fixateur internen* weniger häufig auf als bei konventionellen Plattensystemen [57, 112]. Bei konventionellen Plattensystemen ist die Haltekraft der Schrauben der Hauptfaktor für die Implantatstabilität. Einzelne Schrauben können locker werden. Beim *Fixateur interne* können sich Schrauben wegen dem Verriegelungsmechanismus im Plattenloch theoretisch nicht lockern [38, 55]. Allerdings besteht beim Eindrehen einer verriegelten Schraube die Gefahr, dass der Chirurg beim Anziehen der Schrauben nicht spürt ob das Schraubengewinde den Knochen fasst

oder nicht, da das Gewinde des Schraubenkopfes sich fest im Plattenloch verankert und das Gefühl von einer stabilen Schraube vermittelt.

Das Problem eines Ausrisses der Schrauben aus dem Knochen trat je einmal bei einem Hund und einer Katze auf (Abb. 13 a-f). Bei beiden scheint es, dass die Platten nicht exakt über dem Knochen platziert wurden, das Kernloch nur am Rand des Kortex gebohrt wurde und somit der Halt der Schrauben nicht optimal war (Abb. 13 a-f). Der Implantatausriss des Hundes musste mittels Revisionschirurgie repariert werden. Bei der Katze wurde der Implantatausriss erst 11 Wochen postoperativ auf den Röntgenbildern bemerkt, wo die Frakturheilung dank einem zusätzlich eingesetzten intramedullärem Nagel schon fortgeschritten war. Die Platte wurde entfernt, die Fraktur musste aber nicht revidiert werden. (Abb. 13 a-f).

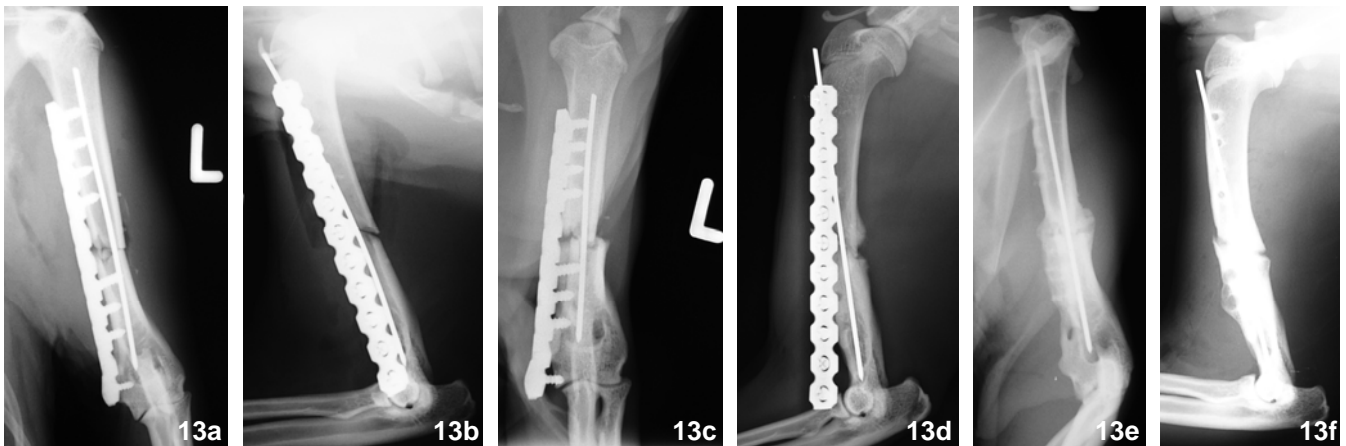


Abb. 13 a-f: Implantatausriss bei einer Katze nach ungenauer Plattenplatzierung über dem Knochen mit ungenügendem Halt der distalen Schrauben im Kortex. Postoperative Röntgenbilder (a, b). Röntgenbilder 11 Wochen postoperativ (b, c). Man beachte in (d) die zwei gut sichtbaren Schraubenlöcher der 2. und 3. Schraube im distalen Knochenfragment. Diese liegen deutlich kraniallateral am Schaft anstatt lateral. Die Platte wurde einen Tag später entfernt (d, f). Der Fall ist Teil unserer Studie.

7.4.4 Fissur/Fraktur

Eine iatrogene Fissur beziehungsweise eine iatrogene Fraktur trat bei je einer Femur- und einer Humerusfraktur bei älteren Katzen auf (132 und 126 Monate). Die Fissur des Femurs konnte konservativ behandelt werden, da das fissurierte Fragment für die Frakturstabilität nicht ausschlaggebend war. Die Katze mit der iatrogenen Humerusfraktur und dem darauffolgenden Niederbruch der Fixation wurde mit einem *Fixateur externe* revidiert.

Die Gefahr für iatrogene Fissuren oder Frakturen bei konventionellen Plattensystemen besteht vor allem, wenn zu grosse Schrauben verwendet werden, oder wenn durch inadäquate Insertionstechnik eine Schädigung des Kortex entsteht. In beiden Fällen überstieg der Schraubendurchmesser nicht die empfohlenen maximalen 40% des Knochendurchmessers. Auch konnte auf den postoperativen Röntgenbildern keine inadäquate Schraubenplatzierung mit Schädigung des Kortex gesehen werden.

Katzenknochen, vor allem bei älteren Katzen, scheinen aufgrund klinischer Erfahrung brüchiger zu sein als Hundeknochen, obwohl es hierzu keine eindeutigen Literaturhinweise gibt. Bei konventionellen Plattensystemen wird jede Schraube unabhängig von der nächstgelegenen inseriert und es entstehen

keine inneren Spannungen im Knochen. Bei der Frakturfixation mit internen Fixateuren verankert sich die Schraube beim Anziehen stabil und rechtwinklig zur Platte. Möglicherweise können durch leichtgradige Abweichungen zur Senkrechtachse der Platte zwischen benachbarten Schraubenlöchern Scherkräfte entstehen, welche die Entstehung von iatrogenen Fissuren/Frakturen begünstigen.

Bei der Katze mit der iatrogenen Fraktur wurde eine *plate and rod technique* angewandt. Die Gefahr hierbei besteht darin, dass die Schraube beim Eindrehen am intramedullären Pin ankommen kann, und dass während der Verriegelung des Schraubenkopfes die Richtung der Schraube geändert wird und so Scherkräfte auf den Knochen entstehen. Bei genügend grossem Druck kann dann ein Knochenstück ausbrechen. In unserem Fall ist ein ungefähr 15mm langes Stück des Humerusschaftes ausgebrochen.

Aufgrund dieser Erfahrungen empfehlen wir deswegen die Verwendung von monokortikalen Schrauben im Bereich der Diaphyse bei älteren Tieren, insbesondere bei Katzen. Bei gleichzeitiger Platzierung eines intramedullären Nagels sollten auch monokortikale Schrauben verwendet werden. Allerdings sind bei kleinen Tieren auch die kürzesten Schrauben oft zu lang, um den Nagel nicht zu berühren. In solchen Fällen sollte auf einen intramedullären Nagel verzichtet werden, oder konventionelle Schrauben eingesetzt werden.

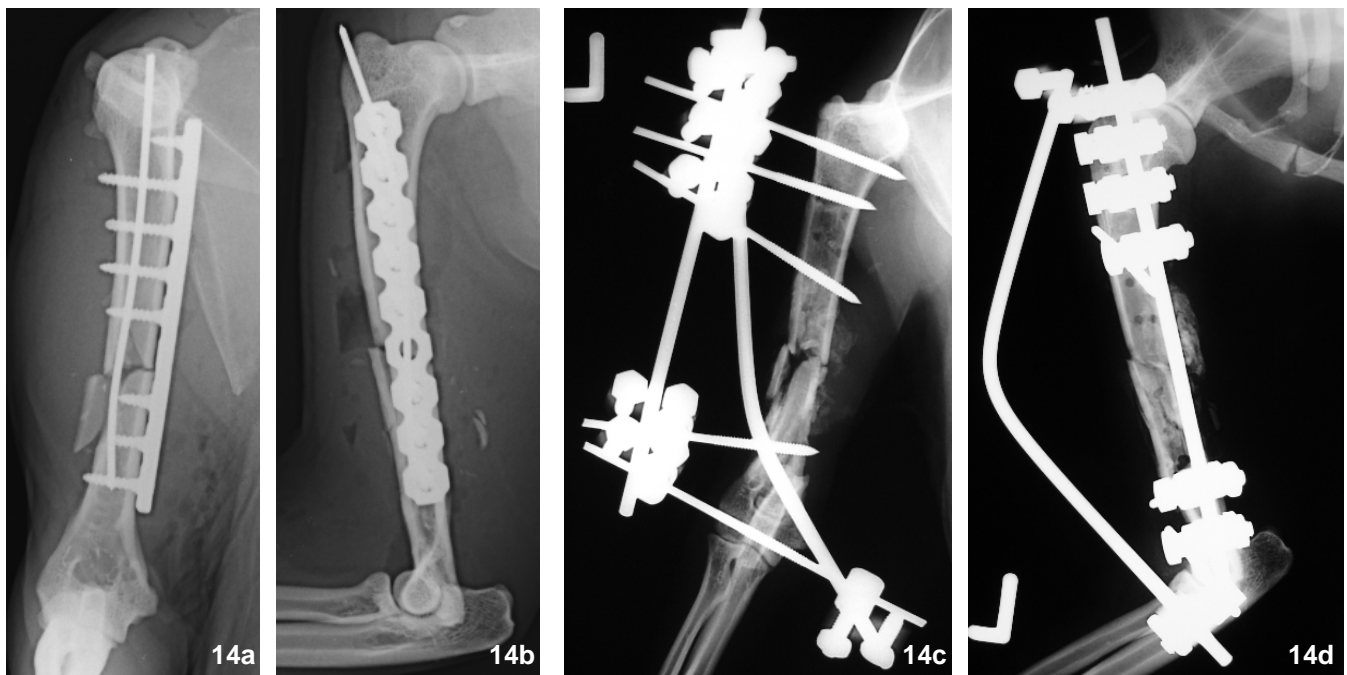


Abb. 14 a-d: Postoperative Röntgenbilder. Eine *plate and rod technique*, bei welcher die Platte das distale Fragment zu kurz erfasst und eine monokortikale Schraube (1. Schraube im distalen Fragment) zu lang gewählt wurde übte Spannung auf den intramedullären Pin aus. Dies führte wahrscheinlich zur iatrogenen Fraktur im distalen Fragment (a, b). Röntgenbilder nach Revision mit einem *Fixateur externe* 9 Tage nach der Erstbehandlung (c, d). Dies ist der einzige Fall dieser Studie, welcher mit einem anderen Implantatsystem revidiert wurde. Der Fall ist Teil unserer Studie.

7.5 Vorteile von *Fixateur interne*

Die **Blutversorgung** des Knochens wird im Vergleich zu konventionellen Plattensystemen mit einem *Fixateur interne* durch die weniger invasive Chirurgie und die fehlende Kompression der Platte auf den Knochen weniger stark beeinträchtigt [45, 50, 53]. Die Stabilität bei einem *Fixateur interne*

hängt nicht wie bei konventionellen Plattensystemen von der Kompression oder Reibung der Platte am Knochen ab. Ein *Fixateur interne* kann mit minimalem, oder sogar ohne Knochenkontakt appliziert werden, weil die Stabilität des Konstrukts durch die Verriegelung der Schrauben generiert wird. Dies schon in Vergleich zu konventionellen Platten die periosteale Blutversorgung und vermindert damit Knochennekrosen unter der Platte [50, 113-115]. Die verbesserte Blutversorgung ist vor allem bei Trümmerfrakturen, Frakturen in Bereichen mit anatomisch schlechter Blutversorgung und bei der Behandlung von Frakturheilungsstörungen von Vorteil.

Ein weiterer Vorteil von internen Fixateuren ist, dass die Platten nicht exakt der Knochenoberfläche angebogen werden müssen, weil auch ohne Knochenkontakt der Implantate ein stabiles Knochen-Implantat-Konstrukt entsteht. Durch die somit verkürzte Operationszeit und die geringere Störung der Durchblutung kann das **Infektionsrisiko verringert** werden [44, 59]. Zusätzlich ist die Gefahr eines sekundären Verlustes der Reduktion vermindert.

Die **monokortikalen Schrauben** tragen auch einen Teil zur Schonung der Blutversorgung bei, indem die endostale Knochendurchblutung und der Transkortex weniger in Mitleidenschaft gezogen werden als bei bikortikalen Schrauben. Bei Frakturen im Bereich der Metaphyse sollten jedoch eher bikortikale Schrauben verwendet werden. Der Kortex in diesem Bereich ist dünn und lässt daher wenig Gewinde pro Kortex zu. Allerdings kann auch bei gelenknahen Frakturen in der Metaphyse die Insertion von monokortikalen Schrauben interessant sein, wenn hiermit eine Penetration der Schraube in das Gelenk verhindert werden kann. Auch in weichem Knochen, zum Beispiel bei Jungtieren, sollten eher bikortikale Schrauben verwendet werden.

Das UniLock System benötigte mit durchschnittlich 4.2 Kortizes pro Hauptfragment deutlich **weniger Schrauben** für eine stabile Frakturfixation, als dies bei konventionellen Platten der Fall ist, wo 6 bis 8 Kortizes empfohlen werden. Das eröffnet die Möglichkeit der Schraubenplatzierung auch bei Frakturen mit geringen Platzverhältnissen. In einem Fall dieser Studie reichte schon das Fassen eines einzigen Kortex durch die Schraube, jedoch unter Zuhilfenahme einer Zugschraube. Ein Patient konnte erfolgreich mit dem Erfassen von zwei Kortizes und ohne weitere Stabilisierungshilfen wie zum Beispiel Pins therapiert werden. Gelenksnahe Frakturen können so mit wenig Schrauben fixiert werden.

Das UniLock System ist ein gutes System für die Durchführung von **Revisionsoperationen**. Die mit UniLock revidierten **Pseudarthrosen** bei Hunden (5) und Katzen (3) heilten in der vorliegenden Studie alle komplikationslos ab. Auch komplizierte Trümmerfrakturen und Frakturen in Gebieten mit anatomisch schlechter Blutversorgung (distaler Radius beim Hund) zeigten eine gute Heilungstendenz und generierten keine Frakturheilungsstörungen. Diese Ergebnisse beruhen sicherlich vor allem auf der Erhaltung der lokalen Vaskularität des Knochens.

Das UniLock System eignet sich wegen der Möglichkeit zur monokortikalen Schraubeninsertion für **Doppelverplattungen**. Ein Viertel aller Frakturen wurde in der vorliegenden Studie mit zwei Platten stabilisiert. Dies waren vor allem metaphysäre und epiphysäre Frakturen des Humerus und Femur, und Behandlungen von Pseudarthrosen. Die Platten wurden jeweils medial und lateral des Humerus-,

respektive Femurkondylus angebracht. Im Bereich der Diaphyse wurden sie um 90° zueinander versetzt angebracht.

7.6 Empfehlungen für die Anwendung des UniLock Systems bei Kleintieren

Grundsätzlich zeigten die Resultate der vorliegenden Studie, dass das UniLock System für alle Frakturen der langen Röhrenknochen bei Katzen und Hunden bis zu 13kg Körpergewicht angewendet werden kann. Wie bei der Einführung von allen neuen Implantatsystemen bestand auch hier eine Lernkurve und Komplikationen wurden mit steigender Erfahrung im Verlauf der Studie seltener.

Der fehlende Einfluss der meisten untersuchten Parameter auf das Auftreten von Komplikationen impliziert, dass die Anwendung des Systems nicht genauen Kriterien unterliegen muss. So wurde zum Beispiel eine genügende Frakturstabilität und eine Frakturheilung sowohl bei Frakturen, die eher nach konventionellen Methoden mit mehreren bikortikalen Schrauben pro Fragment operiert wurden, als auch bei Frakturen, die minimalinvasiv mit wenig Schrauben pro Fragment stabilisiert wurden erreicht. Die minimalinvasive Methode hat allerdings den Vorteil von geringeren Implantatkosten, einer reduzierten Operationszeit und einer besseren Erhaltung der Blutversorgung, und sollte daher angestrebt werden. Das UniLock System hat sich klinisch als besonders geeignet gezeigt für gelenknahe Frakturen und Trümmerfrakturen, und zur Behandlung von Frakturheilungsstörungen. Je nach Frakturlokalisation und -typ kann eine Einfach- oder eine Doppelverplattung indiziert sein.

Das UniLock System kann mit anderen Implantaten, wie Zugschrauben durch Schräg- oder interkondyläre Frakturen, Kirschner Drähten für metaphysäre Frakturen, oder intramedullären Nägeln verwendet werden. In Kombination mit einem intramedullären Nagel muss aber darauf geachtet werden, dass die monokortikalen Schrauben beim Eindrehen nicht mit dem Nagel in Kontakt kommen, da dies iatrogene Fissuren oder Frakturen auslösen könnte (Abb. 14). Aus dem gleichen Grund sollten bei älteren Tieren, vor allem Katzen, im diaphysären Bereich nur monokortikale Schrauben verwendet werden (Abb. 15). Bikortikale Schrauben werden in weichem Knochen, wie zum Beispiel bei Jungtieren und in der Meta- und Epiphyse verwendet (Abb. 14, 15). Die folgende Tabelle fasst Anwendungsempfehlungen für das UniLock System zusammen (Tabelle 12).

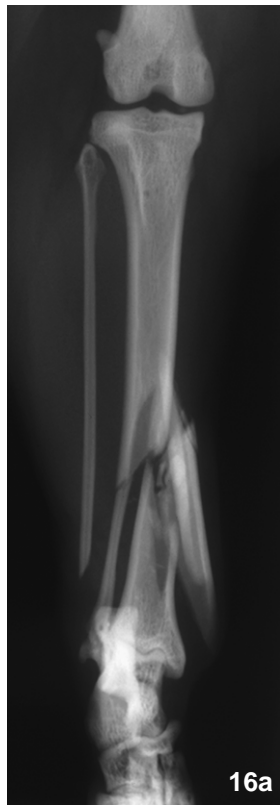


Abb. 15: Empfohlene Anwendungsmöglichkeit mit bikortikalen Schrauben in der Metaphyse, und monokortikalen Schrauben in der Diaphyse).

Abb. 16 a-c: Empfohlene Anwendungsmöglichkeit bei einer Trümmerfraktur mit wenigen Schrauben und einer grosszügige Überbrückung des Frakturbereiches.

Man beachte den kaum bis gar nicht vorhandenen Knochenkontakt der Platte. Beide Fälle sind Teil unserer Studie.

	Generell	Diaphysäre Frakturen	Metaphysäre und epiphysäre Frakturen
Platten	<ul style="list-style-type: none">• 2.4mm System kann mit 2.4 oder 3.0mm Schrauben gebraucht werden (3.0mm Schrauben bei grösseren Tieren und Frakturen ohne Abstützung empfohlen)• 2.0mm System: für Frakturbehandlung meist M oder L Platten (S Platten nur in Zuggurtungsfunktion)	<ul style="list-style-type: none">• Meist Einzelverplattung• Doppelverplattung möglich, kann z.B. bei Behandlung von Pseudarthrosen indiziert sein• Lange Platten verwenden• Meist 2.4mm System• 2.0mm System (L) bei kleinen Tieren und am Radius	<ul style="list-style-type: none">• Einzelverplattung oder Doppelverplattung (Doppelverplattung wenn keine Abstützung)• Meist 2.0mm System (M, L)
Schrauben	<ul style="list-style-type: none">• Schrauben möglichst verriegeln• Nicht verriegelte Schrauben wenn Schraube gewinkelt werden muss• 2 bis maximal 4 Schrauben pro Fragment• 4 bis maximal 8 Kortizes pro Fragment	<ul style="list-style-type: none">• Monokortikale Schrauben im diaphysären Bereich (insbesondere bei alten Katzen und in Kombination mit intramedullärem Nagel)• Bikortikale Schrauben im metaphysären und epiphysären Bereich	<ul style="list-style-type: none">• Meist bikortikale Schrauben• Monokortikale Schrauben möglich zur Vermeidung einer Gelenksperforation• Monokortikale Schrauben im diaphysären Bereich, vor allem bei Doppelverplattung
		<ul style="list-style-type: none">• Alles bikortikale Schrauben bei Jungtieren	
Kombination	<ul style="list-style-type: none">• Kombination mit anderen Implantaten möglich• Achtung: mit intramedullärem Nagel: Verriegelte Schrauben dürfen Nagel nicht berühren		

Tabelle 12: Empfehlungshilfe zur Anwendung von UniLock Platten bei angepassten Plattengrößen (2.1 bis 13kg Körpergewicht).

8 Referenzen

1. Savoldelli D., Montavon P.M., *Clinical handling: small animals*. Injury, 1995. **26**(2): S. B47-B50.
2. Keller M.A., Voss K., Montavon P.M., *The ComPact UniLock 2.0/2.4 system and its clinical application in small animal orthopedics*. Vet Comp Orthop Traumatol, 2005. **18**(2): S. 83-93.
3. Schwandt C.S., Montavon P.M., *Locking compression plate fixation of radial and tibial fractures in a young dog*. Vet Comp Orthop Traumatol, 2005. **18**(3): S. 194-198.
4. Voss K., Keller M.A., Montavon P.M., *Internal splinting of dorsal intertarsal and tarsometatarsal instabilities in dogs and cats with the ComPact UniLock 2.0/2.4TM System**. Vet Comp Orthop Traumatol, 2004. **17**(3): S. 125-130.
5. Voss K., Steffen F., Montavon P.M., *Use of the ComPact UniLock System for ventral stabilization procedures of the cervical spine: a retrospective study*. Vet Comp Orthop Traumatol, 2006. **19**(1): S. 21-28.
6. Johnson A.L., Hulse D.A., *Fundamentals of Orthopedic Surgery and Fracture Management*. In: Small Animal Surgery, Fossum T.W. (Editor), ed. 2ed. 2002, St.Louis: Mosby. S. 821-900.
7. Schebitz H., Brass W., Wintzer H.-J., *Knochenbruchheilung*. In: Allgemeine Chirurgie für Tierärzte und Studierende; 2., völlig Neubearb. Aufl. 1993, Berlin und Hamburg: Parey. S. 165-168.
8. Perren S.M., *Biological Reactions*. In: Manual of internal fixation in small animals, Brinker W.O., Olmstead M.L., Sumner-Smith G., Prieur W.D. (Editors). 2nd rev. and enlarged, 1998, Berlin: Springer-Verlag. S. 30-39.
9. Perren S.M., *Bone Healing*, ed. B.W.O. In: Manual of internal fixation in small animals, Olmstead M.L., Sumner-Smith G., Prieur W.D. (Editors). 2nd rev. and enlarged, 1998, Berlin: Springer-Verlag. S. 39-42.
10. Johnson A.L., Houlton J.E.F., Vannini R., *Fracture healing*. In: AO principles of fracture management in the dog and cat. 2005, Stuttgart: Thieme. S. 73-97.
11. Kaderly R.E., *Primary bone healing*. Semin Vet Med Surg (Small Anim), 1991. **6**(1): S. 21-25.
12. Palmer R.H., Hulse D.A., Hyman W.A., et al., *Principles of bone healing and biomechanics of external skeletal fixation*. Vet Clin North Am Small Anim Pract, 1992. **22**(1): S. 45-68.
13. Perren S.M., *Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation*. Clin Orthop Relat Res, 1979(138): S. 175-196.
14. Shapiro F., *Cortical bone repair. The relationship of the lacunar-canalicular system and intercellular gap junctions to the repair process*. J Bone Joint Surg Am, 1988. **70**(7): S. 1067-1081.
15. Perren S.M., *Primary Bone Healing*. 2nd ed. In: Disease mechanisms in small animal surgery, Bojrab M. (Editor). 1993, Philadelphia: Lea & Febiger. S. 663-670.
16. Arnoczky S., Wilson J., Schwarz P., *Fractures and Fracture Biology*. In: Textbook of small animal surgery, Slatter D. (Editor). Vol. 2. 1985, Philadelphia, Pa.: WB Saunders. S. 1939-1945.
17. Claes L., Wolf S., Augat P., *Mechanische Einflüsse auf die Callusheilung*. Der Chirurg, 2000. **71**(9): S. 989-994.
18. Einhorn T.A., *Current concept review enhancement of fracture healing*. Journal of Bone and Joint Surgery, 1995. **77**(A)(6): S. 940-956.
19. Mann F.A., Payne J.T., *Bone healing*. Semin Vet Med Surg (Small Anim), 1989. **4**(4): S. 312-321.
20. Einhorn T.A., *Enhancement of fracture healing*. Instr Course Lect, 1996. **45**: S. 401-416.
21. Frost H.M., *The biology of fracture healing. An overview for clinicians. Part I*. Clin Orthop Relat Res, 1989(248): S. 283-293.
22. Sandberg M., Aro H., Multimaki P., et al., *In situ localization of collagen production by chondrocytes and osteoblasts in fracture callus*. J Bone Joint Surg Am, 1989. **71**(1): S. 69-77.
23. Brown S.G., Kramers P.C., *Indirect (Secondary) Bone Healing*. In: Disease mechanisms in small animal surgery, Bojrab M. (Editor). Vol. 2nd ed. 1993, Philadelphia: Lea & Febiger. S. 671-677.
24. Junqueira L.C., Carneiro J., Kelley R.O., et al., *Histologie*. 5., neu übers., überarb. und aktualisierte Aufl. ed. 2002, Berlin: Springer. S. 104.
25. Claes L.E., Heigele C.A., *Magnitudes of local stress and strain along bony surfaces predict the course and type of fracture healing*. J Biomech, 1999. **32**(3): S. 255-266.

26. Marsh D.R., Li G., *The biology of fracture healing: optimising outcome*. British Medical Bulletin, 1999. **55**(4): S. 856-869.
27. Remedios A., *Bone and bone healing*. Vet Clin North Am Small Anim Pract, 1999. **29**(5): S. 1029-1044.
28. Millis D.L., Jackson A.M., *Delayed Unions, Nonunions, and Malunions*. In: Textbook of Small Animal Surgery, Slatter D. (Editor), ed. 3rd. Vol. 2. 2003, Philadelphia: Saunders. S. 1849-1861.
29. Welch J.A., Boudrieau R.J., DeJardin L.M., et al., *The intraosseous blood supply of the canine radius: implications for healing of distal fractures in small dogs*. Vet Surg, 1997. **26**(1): S. 57-61.
30. Richardson E.F., Thacher C.W., *Tibial Fractures in Cats*. Compend Contin Educ Pract Vet, 1993. **15**: S. 383-394.
31. Harari J., *Treatments for feline long bone fractures*. Vet Clin North Am Small Anim Pract, 2002. **32**(4): S. 927-947.
32. Müller M.E., Allgöwer M., Schneider R., et al., *Pseudoarthrosen*. 2te ed. In: Manual der Osteosynthese. 1977, Berlin, Heidelberg, New York: Springer. S.335-355.
33. Sumner-Smith G., *Non-union of fractures*. 2ed ed. In: Bone in Clinical Orthopedics, ed. T.P. Rüedi and W.M. Murphy. 2002, Stuttgart, New-York: Thieme. S.348-377.
34. Piermattei D.L., Flo G.L., *Delayed Union and Nonunion*. In: Handbook of Small Animal Orthopedics and Fractures Repair, ed. 3rd. 1997, Philadelphia: WB Saunders. S. 154-162.
35. Robins G.M., *Delayed Union and Nonunion*. In: Manual of Internal Fixation in Small Animals, Brinker W.O., Olmstead M.L., Sumner-Smith G., Prieur W.D. (Editors), ed. S.R.a.E. Edition. 1998, Berlin: Springer. S. 227-240.
36. McKee M.D., *Aseptic non-union*. 1st ed. In: AO Principles of Fracture Management, ed. T.P. Rüedi and W.M. Murphy. 2001, Stuttgart, New York: Thieme. S.752-766.
37. Johnson E.E., *Chronic infection and infected non-union*. 1st ed. In: AO Principles of Fracture Management, ed. T.P. Rüedi and W.M. Murphy. 2001, Stuttgart, New York: Thieme. S.768-781.
38. Schütz M., Südkamp N.P., *Revolution in plate osteosynthesis: new internal fixator systems*. J Orthop Sci, 2003. **8**(2): S. 252-258.
39. Hofer H.P., Wildburger R., Szyszkowitz R., *Observations concerning different patterns of bone healing using the Point Contact Fixator (PC-Fix) as a new technique for fracture fixation*. Injury, 2001. **32**(2): S. B15-25.
40. Haasnoot E.v.F., Münch T.W.H., Matter P., et al., *Radiological sequences of healing in internal plates and splints of different contact surface to bone. (DCP, LC-DCP and PC-Fix)*. Injury, 1995. **26**(2): S. B28-B36.
41. Müller M., *Extramedulläre Osteosynthesen distaler Femurfrakturen- ein retrospektiver Vergleich eines Fixateur interne (LISS) mit nicht winkelstabilen Implantaten*. Dissertation, Medizinische Fakultät Charité der Humboldt-Universität zu Berlin, 2003.
42. Johnson K.A., *Locking plate fixation in fracture repair*. 13th ESVOT Congress, Munich, 7th - 10th September, 2006: S. 79-81.
43. Schütz M., *Neue Stabilisierungskonzepte mit Fixateur intern Systemen bei der Versorgung von Frakturen langer Röhrenknochen*. Habilitationsschrift, Medizinische Fakultät Charité der Humboldt-Universität zu Berlin, 2001.
44. Perren S.M., Buchanan J.S., *Basic concepts relevant to the design and developement of the Point Contact Fixator (PC-Fix)*. Injury, 1995. **26**(2): S. B1-B4.
45. Wagner M., *General principles for the clinical use of the LCP*. Injury, 2003. **34**(2): S. B31-42.
46. Egol K.A., Kubiak E.N., Fulkerson E., et al., *Biomechanics of locked plates and screws*. J Orthop Trauma, 2004. **18**(8): S. 488-493.
47. Hertel R., Eijer H., Meisser A., et al., *Biomechanical and biological considerations relating to the clinical use of the Point Contact-Fixator--evaluation of the device handling test in the treatment of diaphyseal fractures of the radius and/or ulna*. Injury, 2001. **32**(2): S. B10-14.
48. Théoret M.-C., Moens N.M.M., *The use of veterinary cuttable plates for carpal and tarsal arthrodesis in small dogs and cats*. Can Vet J, 2007. **48**: S. 165-168.
49. Scott H., *Repair of long bone fractures in cats*. In Practice, 2005. **27**: S. 390-397.
50. Koch D., *Screws and Plates*. In: AO Principles of Fracture Management in the Dog and Cat, Johnson, Houlton, Vannini (Editors). 2005, Stuttgart: Thieme. S. 26-50.
51. Gautier E., Sommer C., *Guidelines for the clinical application of the LCP*. Injury, 2003. **34**: S. B63-76.

52. Kääb M.J., Hauke C., Schütz M., et al., *Prinzip des Fixateurs interne bei Unterarmschaftfrakturen unter Verwendung des Point-contact-Fixateurs (PC-Fix)*. Trauma und Berufskrankheit, 1999. **1**(4): S. 407-411.
53. Perren S.M., *Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology*. J Bone Joint Surg Br, 2002. **84**(8): S. 1093-1110.
54. Ungersböck A., Pohler O.E., Perren S.M., *Evaluation of soft tissue reactions at the interface of titanium limited contact dynamic compression plate implants with different surface treatments: an experimental sheep study*. Biomaterials, 1996. **17**(8): S. 797-806.
55. Aguila A.Z., Manos J.M., Orlansky A.S., et al., *In vitro biomechanical comparison of limited contact dynamic compression plate and locking compression plate*. Vet Comp Orthop Traumatol, 2005. **18**(4): S. 220-226.
56. Sommer C., Bereiter H., *Aktueller Stellenwert der minimal-invasiven Chirurgie bei der Frakturversorgung*. Therapeutische Umschau, 2005. **62**(2): S. 145-151.
57. Ellis E., 3rd, Graham J., *Use of a 2.0-mm locking plate/screw system for mandibular fracture surgery*. J Oral Maxillofac Surg, 2002. **60**(6): S. 642-645.
58. Boudrieau R.J., *Mandibular fracture fixation: locking plates*. 12th ESVOT Congress, Munich, 10th - 12th September, 2004: S. 26-29.
59. Eijer H., Hauke C., Arens S., et al., *PC-Fix and local infection resistance--influence of implant design on postoperative infection development, clinical and experimental results*. Injury, 2001. **32**(2): S. B38-43.
60. Gutwald R., Alpert B., Schmelzeisen R., *Principle and stability of locking plates*. Keio J Med, 2003. **52**(1): S. 21-24.
61. Perren S.M., *The concept of biological plating using the limited contact-dynamic compression plate (LC-DCP). Scientific background, design and application*. Injury, 1991. **22**(1): S. 1-41.
62. Keller M.A., Voss K., *UniLock: Applications in small animals. Locking bone plate/screw systems were developed for use in human maxillofacial surgery. The authors describe applications of the UniLock system in small animal surgery*. AO Dialogue, 2002. **15**: S. 20-21.
63. Nassutt R., Morlock M.M., *Mechanische Überprüfung der Winkelstabilität von internen Fixateuren und winkelstabilen Plattensystemen*. Trauma und Berufskrankheit, 1999. **1**(4): S. 398-401.
64. Hauke C., Meisser A., Perren S.M., *Methodology of clinical trials focusing on the PC-Fix clinical trials*. Injury, 2001. **32**(2): S. B26-37.
65. Kääb M.J., Frenk A., Schmeling A., *Locked Internal Fixator: Sensitivity of Screw/Plate Stability to the Correct Insertion Angle of the Screw*. J Orthop Trauma, 2004. **18**(8): S. 483-487.
66. Frigg R., *Development of the Locking Compression Plate*. Injury, 2003. **34**(2): S. B6-10.
67. Frigg R., *Locking Compression Plate (LCP). An osteosynthesis plate based on the Dynamic Compression Plate and the Point Contact Fixator (PC-Fix)*. Injury, 2001. **32**(2): S. 63-66.
68. Gellrich N.C., Suarez-Cunqueiro M.M., Otero-Cepeda X.L., et al., *Comparative study of locking plates in mandibular reconstruction after ablative tumor surgery: THORP versus UniLOCK system*. J Oral Maxillofac Surg, 2004. **62**(2): S. 186-193.
69. Perren S.M., Mathys R., Pohler O., *Implants and materials in fracture fixation*. 1st ed. In: AO Principles of Fracture Management, ed. T.P. Rüedi and W.M. Murphy. 2001, Stuttgart, New York: Thieme. 33-43.
70. Synthes, *Hauptkatalog 2003, Craniomaxillofacial-Produkte*. S. 1.52-51.61.
71. Synthes, *Hauptkatalog 2003, Craniomaxillofacial-Produkte*. S. 2.15-12.21.
72. Boudrieau R.J., Mitchell S.L., Seeherman H., *Mandibular Reconstruction of a Partial Hemimandibulectomy in a Dog with Severe Malocclusion*. Veterinary Surgery, 2004. **33**: S. 119-130.
73. Lindqvist C., Soderholm A.L., Salo A., et al., *A comparative study on four screw-plate locking systems in sheep: a clinical and radiological study*. Int J Oral Maxillofac Surg, 2001. **30**(2): S. 160-166.
74. Hardie E.M., Chambers J.N., *Factors Influencing the Outcome of Distal Femoral Physeal Fracture Fixation: A Retrospective Study*. J Am Anim Hosp Assoc, 1983. **20**: S. 927-931.
75. Vaughan L.C., *Complications associated with the internal fixation of fractures in dogs*. J Small Anim Pract, 1975. **16**: S. 415-426.
76. Emmerson T.D., Muir P., *Bone Plate Removal in Dogs and Cats*. V.C.O.T., 1999. **12**: S. 74-77.

77. Vannini R., Smeak D.D., Olmstead M.L., *Evaluation of Surgical Repair of 135 Distal Humeral Fractures in Dogs and Cats*. Journal Of The American Animal Hospital Association, 1988. **24**(Sept/Oct): S. 537-545.
78. Hunt J.M., Aitken M.L., Denny H.R., et al., *The complications of diaphyseal fractures in dogs: a review of 100 cases*. J Small Anim Pract, 1980. **21**(2): S. 103-119.
79. Boone E.G., Johnson A.L., Montavon P., et al., *Fractures of the tibial diaphysis in dogs and cats*. J Am Vet Med Assoc, 1986. **188**(1): S. 41-45.
80. Font J., Franch J., Cairó J., *A Review of 116 Clinical Cases Treated with External Fixators*. V.C.O.T., 1997. **10**: S. 173-182.
81. Toombs J.P., *Fractures of the radial diaphysis*. In: AO Principles of Fracture Management in the Dog and Cat, Johnson, Houlton, Vannini (Editors). 2005, Stuttgart: Thieme. S. 237-250.
82. Hulse D., Kerwin S., Mertens D., *Fractures of the femoral diaphysis*. In: AO Principles of Fracture Management in the Dog and Cat, Johnson, Houlton, Vannini (Editors). 2005, Stuttgart: Thieme. S. 287-295.
83. Phillips I.R., *A survey of bone fractures in the dog and cat*. J Small Anim Pract, 1979. **20**(11): S. 661-674.
84. Whitney W.O., Mehlhaff C.J., *High-rise syndrome in cats*. J Am Vet Med Assoc, 1987. **191**(11): S. 1399-1403.
85. Bardet J., *Fractures of the humerus in dogs and cats: A retrospective study of 130 cases*. Vet Surg, 1983. **12**: S. 73.
86. Vannini R., Olmstead M.L., Smeak D.D., *An Epidemiological Study of 151 Distal Humeral Fractures in Dogs and Cats*. Journal Of The American Animal Hospital Association, 1988. **24**(Sept/Oct): S. 531-536.
87. Tomlinson J.L., *Fractures of the Humerus*. In: Textbook of Small Animal Surgery, Slatter D. (Editor), ed. 3rd. 2003, Philadelphia: Saunders. S. 1905-1918.
88. Denny H.R., *Condylar fractures of the humerus in the dog; a review of 133 cases*. J Small Anim Pract, 1983. **24**: S. 185-197.
89. Cook J.L., Tomlinson J.L., Reed A.L., *Fluoroscopically guided closed reduction and internal fixation of fractures of the lateral portion of the humeral condyle: prospective clinical study of the technique and results in ten dogs*. Vet Surg, 1999. **28**(5): S. 315-321.
90. Harari J., Roe S.C., Johnson A.L., et al., *Medial Plating for the Repair of Middle and Distal Diaphyseal Fractures of the Humerus in Dogs*. Vet Surg, 1986. **15**(1): S. 45-48.
91. Rudd R.G., Whitehair J.G., *Fractures of the radius and ulna*. Vet Clin North Am Small Anim Pract, 1992. **22**(1): S. 135-148.
92. Unger M., Montavon P.M., Heim U.F.A., *Classification of Fractures of Long Bones in the Dog and Cat: Introduction and Clinical Application*. Vet Comp Orthop Traumatol, 1990. **3**: S. 41-50.
93. Boudrieau R.J., *Fractures of the Radius and Ulna*. In: Textbook of Small Animal Surgery, Slatter D. (Editor), ed. 3rd. Vol. 2. 2003, Philadelphia: Saunders. S. 1953-1973.
94. Vaughan L.C., *A Clinical Study of Non-union Fractures in the Dog*. J Small Anim Pract, 1964. **5**: S. 173-177.
95. Nolte D.M., Fusco J.V., Peterson M.E., *Incidence of and predisposing factors for nonunion of fractures involving the appendicular skeleton in cats: 18 cases (1998-2002)*. J Am Vet Med Assoc, 2005. **226**(1): S. 77-82.
96. Lincoln J.D., *Treatment of open, delayed union, and nonunion fractures with external skeletal fixation*. Vet Clin North Am Small Anim Pract, 1992. **22**(1): S. 195-207.
97. Haas B., Reichler I.M., Montavon P.M., *Use of the tubular external fixator in the treatment of distal radial and ulnar fractures in small dogs and cats. A retrospective clinical study*. Vet Comp Orthop Traumatol, 2003. **16**: S. 132-137.
98. Piermattei D.L., Flo G.L., *Fractures of the Femur and Patella*. In: Handbook of Small Animal Orthopedics and Fractures Repair, ed. 3rd. 1997, Philadelphia: WB Saunders. S. 469-515.
99. Brinker W.O., *Fractures of the Femur and Patella*. In: Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair, ed. 3rd. 1997, Philadelphia: W. B. Saunders. S. 469-515.
100. Milton J., *Fractures of the Femur*. In: Textbook of Small Animal Surgery, Slatter D. (Editor). 1993, Philadelphia: WB Saunders. S. 1805.
101. Chico A.C., Font J., Marti J.M., *Trochlear femoral fractures in cats: results of seven cases*. V.C.O.T., 2001. **14**: S. 51-55.

102. Fischer H.R., Norton J., Kobluk C.N., et al., *Surgical reduction and stabilization for repair of femoral capital physeal fractures in cats: 13 cases (1998-2002)*. Journal Of The American Veterinary Medical Association, 2004. **224**(9): S. 1478-1482.
103. Simpson D.J., Lewis D.D., *Fractures of the Femur*. In: Textbook of Small Animal Surgery, Slatter D. (Editor), ed. 3rd. Vol. 2. 2003, Philadelphia: WB Saunders. S. 2059-2089.
104. Hill F.W., *A survey of bone fractures in the cat*. J Small Anim Pract, 1977. **18**(7): S. 457-463.
105. Boone E.G., Johnson A.L., Hohn R.B., *Distal tibial fractures in dogs and cats*. J Am Vet Med Assoc, 1986. **188**(1): S. 36-40.
106. Larsen L.J., Roush J.K., McLaughlin R.M., *Bone plate fixation of distal radius and ulna fractures in small- and miniature-breed dogs*. J Am Anim Hosp Assoc, 1999. **35**(3): S. 243-250.
107. Reems M., Beale B., Hulse D., *Use of a plate-rod construct and principles of biological osteosynthesis for repair of diaphyseal fractures in dogs and cats: 47 cases (1994-2001)*. J Am Vet Med Assoc., 2003. **223**(3): S. 330-335.
108. Sardinas J., Montavon P., *Use of a medial bone plate for repair of radius and ulna fractures in dogs and cats: a report of 22 cases*. Vet Surg, 1997. **26**(2): S. 108-113.
109. Saikku-Bäckström A., Räihä J.E., Välimaa T., et al., *Repair of Radial Fractures in Toy Breed Dogs with Self-Reinforced Biodegradable Bone Plates, Metal Screws, and Light-Weight External Coaptation*. Veterinary Surgery, 2005. **34**: S. 11-17.
110. Pohler O.E., *General Aspects of Implant Failure*. In: Manual of Internal Fixation in Small Animals, Brinker W.O., Olmstead M.L., Sumner-Smith G., Prieur W.D. (Editors), ed. S.R.a.E. Edition. 1998, Berlin: Springer. S. 109-115.
111. Schupp W., Arzdorf M., Linke B., et al., *Biomechanical Testing of Different Osteosynthesis Systems for Segmental Resection of the Mandible*. American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons, 2007. **65**: S. 924-930.
112. Sikes J.W., Smith B.R., Mukberjee D.P., et al., *Comparison of Fixation Strengths of Locking Head and Conventional Screws, in Fracture and Reconstruction Models*. J Oral Maxillofac Surg, 1998. **56**: S. 468-473.
113. Jörger K., *Akute intrakortikale Durchblutungsstörung unter Osteosyntheseplatten mit unterschiedlichen Auflageflächen*. Dissertation, Bibliothek der Vetsuisse Fakultät Universität Zürich, 1987: S. 1-75.
114. Vattolo M., *Der Einfluss von Rillen in Osteosyntheseplatten auf den Umbau der Korticalis*. Dissertation, Bibliothek der Vetsuisse Fakultät Universität Zürich, 1986: S. 1-89.
115. Perren S.M., Cordey J., Rahn B.A., et al., *Early Temporary Porosis of Bone Induced by Internal Fixation Implants. A Reaction to Necrosis, Not to Stress Protection?* Clin Orthop Relat Res, 1988. **232**: S. 139-151.

9 Verdankungen

An dieser Stelle möchte ich all denen herzlich danken, welche durch ihre Unterstützung zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben, insbesondere:

Frau Dr. med. vet. K. Voss für die wissenschaftliche Leitung der Arbeit und die stete Unterstützung in allen Phasen dieser Arbeit.

Herrn Prof. Dr. P.M. Montavon für die kritische Durchsicht des Manuskripts und die Übernahme des Referates.

Herrn Prof. Dr. M. Hässig für die Mithilfe bei der Statistik, die Übernahme des Korreferates und die raschen Korrekturen.

Meinen Eltern, Heidi und Friedrich Kull, und meiner Schwester Janine Kull, nur Dank ihrer Unterstützung war alles überhaupt möglich!

10 Lebenslauf

Name	Michael André Kull
Geburtsdatum	12. Februar 1979
Geburtsort	Aarau
Nationalität	Schweiz
Heimatort	Othmarsingen AG

Hobbies	Klettern, Skifahren, Feuerwehr
---------	--------------------------------

1986 – 1991	Primarschule Hirschthal
1991 – 1995	Bezirksschule Schöftland
1995 – 2000	Alte Kantonsschule Aarau
2000	Mittelschulabschluss Maturität Typ C

2000 – 2006	Studium der Veterinärmedizin an der Vetsuisse-Fakultät Universität Zürich, Schweiz
2006	Staatsexamen an der Vetsuisse-Fakultät Universität Zürich, Schweiz

2002 – 2006	Mitarbeit an der Tierklinik AW in Oberentfelden, Schweiz
2006 – 2008	Dissertation an der Klinik für Kleintierchirurgie Universität Zürich, Schweiz
2007 – 2008	Internship an der Klinik für Kleintierchirurgie Universität Zürich, Schweiz
2008	AO Osteosynthese Basiskurs für Tierärzte

15. September 2008